



Effets des équipements de fantassin modernes sur la locomotion et la fatigue neuromusculaire du soldat déployé : simulation opérationnelle

Jordane Grenier

► To cite this version:

Jordane Grenier. Effets des équipements de fantassin modernes sur la locomotion et la fatigue neuromusculaire du soldat déployé : simulation opérationnelle. Médecine humaine et pathologie. Université Jean Monnet - Saint-Etienne, 2012. Français. NNT : 2012STET002T . tel-00978768

HAL Id: tel-00978768

<https://theses.hal.science/tel-00978768>

Submitted on 14 Apr 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE DE DOCTORAT

en vue de l'obtention du titre de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ JEAN MONNET

Discipline : Science, Ingénierie et Santé

Spécialité : Motricité Humaine et Handicap

Présentée par

M. Jordane GRENIER

EFFETS DES ÉQUIPEMENTS DE FANTASSIN MODERNES SUR LA LOCOMOTION ET LA FATIGUE NEUROMUSCULAIRE DU SOLDAT DÉPLOYÉ : SIMULATION OPÉRATIONNELLE

Soutenue publiquement le 15 Novembre 2012

JURY :

Dr. Stefano Lazzer, *Rapporteur*, Università degli Studi di Udine, Italie

Dr. Romuald Lepers, *Rapporteur*, Université de Bourgogne, Dijon, France

Dr. Caroline Nicol, *Examineur*, Université de la Méditerranée, Aix-Marseille II, France

Pr. Guillaume Millet, *Examineur*, Université Jean Monnet, Saint-Étienne, France

Pr. Laurent Messonnier, *Directeur*, Université de Savoie, Le Bourget-du-Lac, France

Dr. Jean-Benoît Morin, *Co-directeur*, Université Jean Monnet, Saint-Étienne, France

M. Pascal Rouvière, *Membre Invité*, Sagem Défense Sécurité - Safran, Massy, France



*Thèse réalisée au Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (LPE, EA 4338)
Université Jean Monnet, Saint-Étienne, France*

Année 2012

EFFETS DES ÉQUIPEMENTS DE FANTASSIN MODERNES SUR LA LOCOMOTION ET LA FATIGUE NEUROMUSCULAIRE DU SOLDAT DÉPLOYÉ : SIMULATION OPERATIONNELLE

La problématique du port de charges par l'Homme est l'objet de questionnements scientifiques depuis plus d'un siècle, notamment dans les armées où les soldats doivent remplir des objectifs opérationnels tout en emportant des équipements lourds, distribués de façon complexe autour de leur corps, et cela au cours d'efforts allant de quelques heures à plusieurs jours. Aussi, avec le développement des nouvelles technologies et l'arrivée des systèmes fantassins futurs sur le marché de la défense, cette problématique continue de se complexifier puisque la masse totale emportée tend encore à croître.

Objectif général : Le but de ce travail de thèse était d'étudier l'impact biomécanique, métabolique et neuromusculaire du port d'un système fantassin moderne chez le soldat expérimenté. Plus précisément, une première recherche a été menée pour caractériser les effets aigus du port d'un tel équipement sur la biomécanique et le coût métabolique de la marche. Puis, une seconde recherche a été consacrée à l'étude des conséquences neuromusculaires et locomotrices d'une mission militaire (simulation sur le terrain) de durée « extrême » réalisée avec ce système fantassin moderne.

Première partie : L'analyse de la marche sur tapis roulant dynamométrique a permis de montrer que le port du système fantassin en configurations de « combat » et de « marche d'approche » (principales configurations du théâtre militaire, représentant respectivement ~30 % et ~50 % de la masse corporelle des sujets) altérait le pattern spatio-temporel par rapport à la marche sans charge. Par ailleurs, le travail mécanique appliqué au centre de masse et le coût métabolique de la marche augmentaient parallèlement lors du port des deux configurations du système fantassin, ce qui résultait en un maintien du rendement locomoteur constant dans toutes les conditions testées. Le mécanisme de transfert d'énergie en pendule inversé (méthode Cavagna), permettant de minimiser les coûts mécanique et métabolique de transport, était également similaire dans toutes les conditions avec et sans charge. Enfin, bien que complexément organisés autour du corps du soldat, les équipements militaires n'induisaient pas d'effets mécaniques et métaboliques sensiblement plus importants que ceux rapportés lors du port de masses positionnées symétriquement autour de la taille ; ce mode de portage étant pourtant considéré comme l'un des plus optimisés, abstraction faite des techniques de portage sur la tête inadaptées au contexte militaire.

Deuxième partie : La réalisation d'une mission simulée, incluant 21 h d'activités militaires sur le terrain et le port constant d'un système fantassin, résultait en une fatigue neuromusculaire (mesure des forces, électrostimulation et EMG) relativement modérée des muscles locomoteurs extenseurs du genou et fléchisseurs plantaires chez les soldats expérimentés inclus dans ce travail. Les origines de cette fatigue neuromusculaire étaient essentiellement périphériques, mais s'accompagnaient d'une fatigue subjective importante. Enfin, la réalisation de la mission, et donc la fatigue des muscles locomoteurs notamment associée à cette dernière, n'affectait pas sensiblement les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche.

Conclusion générale : Ce travail rapporte les premières données relatives aux effets biomécaniques, métaboliques et neuromusculaires du port d'un système fantassin moderne chez le soldat expérimenté, et ce par le biais d'une simulation opérationnelle visant à reproduire les conditions militaires.

Mots clés : biomécanique, pattern, travail mécanique, pendule inversé, coût métabolique, fatigue centrale, fatigue périphérique, sensation de fatigue.

EFFECTS OF MODERN LAND WARFARE EQUIPMENTS ON DEPLOYED SOLDIER LOCOMOTION AND NEUROMUSCULAR FATIGUE: OPERATIONAL SIMULATION

For more than a century, load carriage has been the source of many scientific questions and researches, especially in armies in which soldiers have to reach operational goals while carrying heavy loads complexly distributed around their body and this for some hours to several days. Moreover, with the development of new technologies and the advent of land warfare systems, this issue is becoming more complex since load continues to increase.

General purpose: The aim of the present work was to investigate the biomechanical, metabolic and neuromuscular constraints imposed by the carriage of a modern land warfare system in experienced soldiers. Specifically, a first study was conducted to characterize the acute effects of land warfare equipments carriage on the biomechanics and energetics of walking. Moreover, a second research was performed to investigate the neuromuscular and locomotor consequences of an extreme-duration simulated military mission (performed in the field) involving the carriage of these specific equipments.

First part: Walking analyses performed on an instrumented treadmill showed that the carriage of a land warfare system in two configurations made for "Battles" and "Road marches" (main configuration used in the field representing ~30% and ~50% of subject's body mass, respectively) altered the walking pattern. Moreover, the mechanical work applied to the center of mass increased in parallel with the energy cost of walking during Battle and Road March configurations carriage, as shown by the constant locomotor efficiency in the three tested conditions. The inverted pendulum-like energy exchange (Cavagna's standard method), allowing mechanical/metabolic energy saving, was also constant in all the unloaded and loaded conditions. Finally, even if the load was complexly distributed around soldiers' body with this warfare system, this did not induce greater effects than those reported with loads carried symmetrically around the waist and close to the center of mass; which has yet been hypothesized to be the optimal method of load carriage from both mechanical and metabolic standpoints (except "original" methods such as head carrying that cannot be used in the military theater).

Second part: Performing a 21-h simulated military mission with heavy land warfare system carriage induced relatively moderate neuromuscular alterations (isometric force measurement with electrical stimulation and EMG) for both knee extensors and plantar flexors locomotor muscle groups in experienced soldiers. Moreover, the origin of fatigue was essentially peripheral for both muscle groups but was concomitant with a large sensation of fatigue. Finally, the simulated mission, and notably the associated locomotor muscles fatigue, did not alter walking biomechanics and energetics.

General conclusion: These results bring the first insight into the biomechanical, metabolic and neuromuscular consequences of modern land warfare system carriage in experienced soldiers, and this by a real-world approach aiming at simulating the military theater conditions.

Key words: biomechanics, walking pattern, mechanical work, inverted pendulum, energy cost, central fatigue, peripheral fatigue, sensation of fatigue.

REMERCIEMENTS

En 2002, lorsque j'ai débuté mes études supérieures à l'UFR STAPS de Liévin, un responsable de promotion nous a présenté les différents cursus qu'il était possible de suivre à l'issue d'un DEUG. Je dois avouer que pendant cette présentation, j'ai regardé le mot « Doctorat » avec une certaine admiration mais surtout avec beaucoup de curiosité... *Comment peut-on trouver le courage d'aller au bout d'une formation aussi longue ?* me suis-je demandé. Et bien 10 ans plus tard, après 8 années d'études effectives et 2 années post-Master particulièrement difficiles pendant lesquelles j'ai dû persévérer et rester patient avant de pouvoir terminer mon cursus tel que je l'envisageais (à savoir par une thèse CIFRE), je pense avoir trouvé quelques éléments de réponse... Ma curiosité scientifique et ma passion pour la recherche m'ont naturellement conduit à aller plus loin après chaque année d'étude. Mais par-dessus tout, c'est auprès de mes proches et collègues de travail que j'ai trouvé la force et le courage de repartir après chaque échec, pour finalement aller au bout de ce long parcours.

Je profite donc de ces quelques lignes pour remercier très sincèrement...

... **les membres du Laboratoire de Physiologie de l'Exercice de Saint-Etienne**, et en particulier **Sandrine Chojnacki**. Vous m'avez permis de réaliser cette thèse dans des conditions humaines et scientifiques très favorables. Merci également au **Pr. Alain Belli** de m'avoir accueilli au LPE.

... **les membres du service de Médecine du Sport et Myologie du CHU de Saint-Etienne**, et plus particulièrement son responsable le **Dr. Roger Oullion** ainsi que **Josiane Castells**. Le soutien que vous avez apporté à ce projet de recherche (collaboration sur le dossier de CPP, utilisation de vos locaux, etc.) et votre expertise lors des expérimentations ont été déterminants dans ce travail.

... **les membres de l'entreprise Sagem Défense Sécurité**, et en particulier mes collègues des anciens Pôles AS et ASSO **Anne-Marie Milcent**, **Pascal Rouvière**, **Fabienne Pérard**, **Bastien Deloison** et **Pascal Gaden**. C'est à votre contact que ce projet a vu le jour, et c'est également à votre contact que j'ai pu apprendre tant de choses sur le milieu industriel et son fonctionnement. Merci pour votre confiance et pour l'esprit de camaraderie dans lequel nous avons travaillé pendant ces trois ans.

... **les Drs. Stefano Lazzer et Romuald Lepers** pour l'intérêt que vous avez porté à ce travail. C'est un plaisir et une fierté de vous savoir rapporteurs et membres du jury de ma thèse.

... **le Dr. Caroline Nicol**. Vous compter parmi les examinateurs et membres de mon jury de thèse est un honneur et un très grand plaisir.

... **le Pr. Guillaume Millet** d'avoir accepté d'être examinateur et membre du jury de ma thèse. Guillaume, tu m'as aussi beaucoup appris sur la neurophysiologie (bien qu'il reste encore beaucoup de travail) et tu as été d'une grande disponibilité lors de nos travaux en commun. J'ai vraiment apprécié ta confiance et ta bonne humeur lors de nos collaborations et échanges, et je suis conscient qu'il manquerait une partie importante à cette thèse si nous n'avions pas travaillé ensemble. MERCI !

... **le Pr. Laurent Messonnier et le Dr. Jean-Benoît Morin** d'avoir dirigé mes recherches au cours de ces trois années de thèse. **Laurent**, tu m'as transmis ta passion pour la recherche dès la Licence 3 et tu m'y as appris la rigueur méthodologique. Tu m'as aussi fait confiance lorsque je suis venu vers toi avec ce projet de thèse et, malgré ton départ pour les États-Unis, tu as accepté d'en être le directeur avec Jean-Benoît. Pour tout cela, je te redis donc un MERCI tout particulier. **JB**, tu as été d'une disponibilité et d'une réactivité remarquables pendant cette thèse. Tu as aussi su respecter mon besoin d'autonomie dans le travail tout en te tenant prêt à intervenir pour m'aider et m'orienter lorsqu'il le fallait, ce qui a rendu ce travail très formateur et agréable. Enfin, les moments passés ensemble à Denver, Bruges, sur les routes du Pilat, autour d'une bière « Made by D. Morin », devant un match de foot, ou tout simplement autour d'un bureau ont toujours été très agréables et m'ont montré à quel point tu es une personne sympathique en plus d'être un bon directeur de thèse. MERCI pour tout !

... **mes collègues et amis Pierre Samozino et Nicolas Peyrot**. Vous m'avez beaucoup apporté à l'époque où vous étiez encore thésards au laboratoire et je suis content d'avoir pu continuer à travailler avec vous par la suite. Merci également pour les bons moments qu'on a passé ensemble.

... **mes camarades de M2R et de thèse Bastien, Lulu, Cyrille, Tom, Phil, Marion et John**. On a eu du bon temps tous ensemble et vous avez été tour à tour une seconde famille pour moi lorsque j'étais « isolé » dans ces villes très hostiles (chacune à leur façon ;-) que sont Chambé, St-É et Massy.

... **ma « belle-famille », mes amis et ma famille**, et tout particulièrement **mes grands-parents, mes parents, mes sœurs et Capucine**. Même si les moments passés ensemble sont rares depuis que je ne suis plus géographiquement avec vous, votre soutien, vos encouragements... en bref, « VOUS » êtes des sources essentielles pour mon bien-être et mon avancement au travail. **Maman, Papa**, je vous remercie en plus d'avoir tant donné pour m'aider à en arriver « là »... je vous dois bien ce proverbe venu d'Asie : « Les parents sèment, les enfants récoltent ».

Carine, je voulais te réserver ce dernier MERCI pour l'amour que tu me donnes et pour l'équilibre que tu m'apportes au quotidien. J'ai beaucoup de chance de t'avoir auprès de moi...

SOMMAIRE

GLOSSAIRE

AVANT-PROPOS

INTRODUCTION GENERALE _____ 1

Partie I – Biomécanique et coût métabolique de la marche : effets aigus du port de masses _____ 3

1. La marche _____	3
1.1. Définition générale _____	3
1.2. Biomécanique de la marche _____	3
1.2.1. Cinématique : pattern spatio-temporel _____	3
1.2.2. Cinétique : forces et travail mécanique _____	4
1.3. Coût métabolique de la marche et relation avec les paramètres biomécaniques _____	8
1.3.1. Définition et expressions du coût métabolique de la marche _____	8
1.3.2. Relation entre coût métabolique de la marche et paramètres biomécaniques _____	9
2. Effet du port de masses sur la biomécanique de la marche _____	10
2.1. En fonction de la masse portée _____	10
2.2. En fonction de sa distribution sur le corps _____	14
2.3. Le cas particulier du fantassin _____	17
3. Effet du port de masses sur le coût métabolique de la marche _____	20
3.1. En fonction de la masse portée _____	20
3.2. En fonction de sa distribution sur le corps _____	22
3.3. Le cas particulier du fantassin _____	24

Partie II – Fatigue neuromusculaire à l'exercice : effet du port de masses, durée d'effort extrême, et conséquences locomotrices _____ 26

1. La fatigue _____	26
1.1. Définition générale _____	26
1.2. Fatigue neuromusculaire _____	26
1.2.1. Origines centrales de la fatigue neuromusculaire _____	27
1.2.2. Origines périphériques de la fatigue neuromusculaire _____	31
1.3. Aspects subjectifs de la fatigue _____	38
1.3.1. Fatigue ressentie et perception de l'effort _____	38
1.3.2. Évaluation de la fatigue ressentie et de la perception de l'effort _____	39
2. Fatigue neuromusculaire à l'exercice avec port de masses _____	41
3. Fatigue neuromusculaire à l'exercice de durée extrême _____	42
4. Conséquences de la fatigue sur la marche et interaction avec la masse _____	46
4.1. Effets de la fatigue sur la biomécanique et le coût métabolique de la marche _____	46
4.2. Interaction de la fatigue et de la masse sur les caractéristiques de la marche _____	47

OBJECTIFS & HYPOTHESES _____ 50

METHODOLOGIE GENERALE _____ 53

1. Considérations éthiques _____	54
2. Sujets _____	54
3. Outils et méthodes _____	55
3.1. Caractérisation des sujets _____	55
3.1.1. Paramètres anthropométriques _____	55
3.1.2. Paramètres cardio-respiratoires _____	56
3.2. Analyse de la marche _____	57
3.2.1. Biomécanique de la marche _____	57
3.2.2. Coût métabolique de la marche _____	60
3.3. Évaluation de la fatigue _____	62
3.3.1. Fonction neuromusculaire _____	62
3.3.2. Perception subjective de l'effort et de la fatigue _____	66
4. Système fantassin et configurations _____	66

PREMIERE PARTIE	69
Travail mécanique et coût métabolique de la marche lors du port de charges chez le soldat	70
Méthodologie spécifique	71
1. Vue d'ensemble de l'étude	71
2. Rappel des paramètres étudiés	72
2.1. Paramètres spatio-temporels de la marche	72
2.2. Paramètres cinétiques de la marche	72
2.3. Paramètres métaboliques de la marche	72
3. Analyse statistique	73
Résultats	74
1. Masse totale en mouvement lors de la marche	74
2. Biomécanique de la marche	74
2.1. Paramètres spatio-temporels	74
2.2. Paramètres cinétiques	75
3. Coût métabolique de la marche	76
Discussion	78
1. Aspects biomécaniques du port d'équipements militaires	78
1.1. Cinématique de la marche : pattern spatio-temporel	78
1.2. Cinétique de la marche : travail mécanique et transfert d'énergie	79
1.3. Mise en relation des paramètres cinématiques et cinétiques	82
2. Aspects métaboliques du port d'équipements militaires	83
DEUXIEME PARTIE	88
Effets du port de charges lourdes pendant une durée extrême sur la fonction neuromusculaire et la locomotion : une étude basée sur l'exemple militaire	89
Méthodologie spécifique	90
1. Vue d'ensemble de l'étude	90
2. Caractéristiques de la mission militaire simulée	91
3. Rappel des paramètres étudiés	94
3.1. Paramètres neuromusculaires	94
3.2. Paramètres subjectifs	94
3.3. Paramètres de fréquence cardiaque	94
3.4. Paramètres de la marche	94
4. Analyse statistique	95
Résultats	96
1. Fréquence cardiaque à l'exercice	96
2. Perception subjective de l'effort et de la fatigue	96
3. Fatigue neuromusculaire et ses origines centrale et/ou périphérique	97
4. Biomécanique et coût métabolique de la marche	99
Discussion	102
1. Effort et conséquences subjectives de la mission militaire	102
1.1. Intensité d'effort au cours de la mission	102
1.2. Effort perçu et fatigue ressentie à l'issue de la mission	102
2. Fatigue neuromusculaire induite par la mission militaire	103
2.1. Comparaison aux exercices d'ultra-endurance	103
2.2. Comparaison aux exercices de portage de durée modérée	105
3. Effets de la masse et de la réalisation de la mission sur la locomotion	106
3.1. Influence de la masse portée	106
3.2. Influence de la fatigue liée à la réalisation de la mission	107
3.3. Interaction entre la masse portée et la fatigue liée à la réalisation de la mission	108
4. Limites et derniers éléments de discussion	109
CONCLUSION & PERSPECTIVES	112
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	116
ANNEXES & PUBLICATIONS	134
Annexes au manuscrit	135
Publications de thèse	138
Publication 1	139
Publication 2	150
Publication 3	162
Publication 4	165
Publication 5	168

GLOSSAIRE

%AV	Niveau d'activation maximale volontaire des muscles (en %)
CB	Combat (décrit une configuration d'équipement militaire)
CLM	<i>Combined limbs method</i> (calcul de W_{ext} ne dissociant pas les membres inférieurs)
CM	Centre de masse
CMV	Contraction maximale volontaire
C_w	Coût métabolique de la marche (en $\text{J} \cdot \text{m}^{-1}$)
$C_{w,MT}$	Coût métabolique de la marche normalisé par la masse totale (en $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$)
Db10:100	Ratio de la réponse mécanique lors d'un doublet évoqué à 10 Hz sur le muscle relâché dans un état potentialisé, sur la réponse mécanique lors d'un doublet évoqué à 100 Hz dans les mêmes conditions (en %)
E_{cin}	Energie cinétique totale du centre de masse (en J)
E_{pot}	Energie potentielle gravitationnelle du centre de masse (en J)
E_{tot}	Energie totale du centre de masse (en J)
EG	Extenseurs du genou
EMG	Electromyographie/Electromyographique
FBF	Fatigue basse fréquence
FC	Fréquence cardiaque (en bpm)
FC_{max}	Fréquence cardiaque maximale (en bpm)
FELIN	Fantassin à équipements et liaisons intégrés
FP	Fléchisseurs plantaires
ILM	<i>Individual limbs method</i> (calcul de W_{ext} dissociant les membres inférieurs)
MA	Marche d'approche tactique (décrit une configuration d'équipement militaire)
MC	Masse corporelle (en kg)

MMS	Mission militaire simulée
MT	Masse totale en mouvement (masse du sujet et de la charge additionnelle portée ; en kg)
PDb100	Amplitude de la réponse mécanique lors d'un doublet évoqué à haute fréquence sur le muscle relâché dans un état potentialisé (en N ou Nm selon le groupe musculaire)
Ps	Amplitude de la réponse mécanique lors d'une secousse isolée évoquée sur le muscle relâché dans un état potentialisé (en N ou Nm selon le groupe musculaire)
RMS	<i>Root mean square</i> (moyenne quadratique du signal EMG ; en mV)
RPE	<i>Rating of perceived exertion</i> (niveau d'effort perçu par le sujet ; sans unité)
RPF	<i>Rating of perceived fatigue</i> (niveau de fatigue perçue par le sujet ; sans unité)
SOL	<i>Soleus</i>
SP	Sport (décrit une tenue vestimentaire contrôle considérée comme « sans charge »)
TC	Temps de contraction lors d'une secousse isolée évoquée sur le muscle relâché dans un état potentialisé (en ms)
TSR	Temps de semi-relâchement lors d'une secousse isolée évoquée sur le muscle relâché dans un état potentialisé (en ms)
VL	<i>Vastus lateralis</i>
$\dot{V}O_2$	Consommation d'oxygène (en L.min ⁻¹ ou mL.kg ⁻¹ .min ⁻¹ après normalisation par la masse)
$\dot{V}O_{2\max}$	Consommation maximale d'oxygène (en L.min ⁻¹ ou mL.kg ⁻¹ .min ⁻¹ après normalisation)
$\dot{V}CO_2$	Production de dioxyde de carbone (en L.min ⁻¹ ou mL.kg ⁻¹ .min ⁻¹ après normalisation)
W_{ext}	Travail mécanique externe (en J.m ⁻¹)
$W_{\text{ext,MT}}$	Travail mécanique externe normalisé par la masse totale (en J.kg ⁻¹ .m ⁻¹)
W_{int}	Travail mécanique interne
$W_{\text{int,dc}}$	Travail mécanique interne de double contact (en J.m ⁻¹)
$W_{\text{int,dc,MT}}$	Travail mécanique interne de double contact normalisé par la masse totale (en J.kg ⁻¹ .m ⁻¹)
W_{tot}	Travail mécanique total du centre de masse calculé dans cette étude (somme de W_{ext} et $W_{\text{int,dc}}$; en J.m ⁻¹)

AVANT-PROPOS

La masse des équipements emportés par les fantassins sur le terrain et la capacité de ces derniers à réaliser leur mission tout en supportant les effets de ces masses sont l'objet de préoccupations et problèmes importants depuis des siècles dans les armées. À l'heure des technologies embarquées, cette problématique s'est cependant encore complexifiée. En effet, les équipements modernes adoptent de plus en plus de matériels électroniques, optroniques et de protection, en vue notamment d'accroître les capacités de communication, de navigation, d'observation et la sécurité du combattant, ce qui les rend en contrepartie plus lourds et plus complexes à distribuer sur le corps du fantassin (Figures 1 et 2, Annexes 2, 3 et 4). L'abandon en 2007 du programme de modernisation du fantassin américain *Land Warrior*, en raison notamment de sa masse trop élevée, témoigne d'ailleurs très bien du défi que représente l'intégration de ces nouvelles technologies à la dotation du fantassin.



Figure 1 (gauche) : photo du soldat spécialiste Ray Bowman (brigade de combat du 173^{ème} Airborne, U.S. Army) lors d'une opération en Iraq en 2003. D'après le site www.173rdairborne.com.



Figure 2 (droite) : photo du Caporal Brian Knight (1^{er} bataillon de la 2nd brigade des Marines d'expédition, U.S. Army) prise le 4 juillet 2009 lors d'une mission dans le district de Nawa, Afghanistan. D'après le site www.davidgutenfelder.com.

Parmi les différents projets de modernisation du fantassin qui ont vu le jour au cours de ces dix dernières années à travers le monde (Annexe 1), deux principaux ont abouti à la création d'un système intégré et opérationnel à l'heure actuelle. Il s'agit des projets IdZ-ES (« Infanterist der Zukunft – Expanded System », EADS Defence Electronics ; Rheinmetall DeTec AG) dirigé par l'armée allemande, et FELIN (« Fantassin à Equipements et Liaisons INtégrés », Sagem DS, Groupe Safran) dirigé par l'armée française. **L'une des originalités de ce travail est donc d'utiliser l'un de ces deux systèmes modernes pour fantassin, à savoir le système FELIN** (Figure 3).

Dès le début du projet FELIN, les équipes responsables de son développement avaient conscience que l'ajout d'équipements (*i.e.* de masses) sur le corps du fantassin aurait des conséquences sur les « performances » de ce dernier. Les effets physiologiques et biomécaniques du port d'un tel système

lors de la locomotion n'étaient en revanche pas connus. De même, la fatigue neuromusculaire du fantassin déployé en mission avec ce type de système n'avait jamais été quantifiée. **Comme ces facteurs locomoteurs et neuromusculaires ont un rôle central dans la performance globale du fantassin en mission** (capacité à rejoindre le lieu d'intervention et à en revenir, précision des actions de combat, niveau d'attention, risque de blessures...), **ce travail de doctorat a été réalisé en vue d'analyser ces facteurs de manière objective et approfondie, selon une approche écologique.**



Figure 3 : photo d'un soldat équipé du système « Fantassin à Equipements et Liaisons INTégrés » (FELIN) avec structure de portage en configuration Grenadier-Voltigeur. D'après le site de l'armée française www.defense.gouv.fr/dga.

Au-delà de cet objectif spécifiquement dédié à l'analyse des effets du système FELIN et à son amélioration, l'approche méthodologique et les données issues de ce travail ont été utilisées dans des projets industriels touchant le fantassin et son activité. Un projet européen relatif au suivi automatisé de l'état de santé du fantassin sur le terrain a notamment été réalisé en parallèle de ce doctorat, et un nouveau concept de veste de portage a été breveté et développé jusqu'au stade de démonstrateur.

Cependant, outre les objectifs industriels prémentionnés, ce travail avait des buts scientifiques principaux à atteindre. En particulier, (i) apporter des données à la communauté militaire sur les conséquences physiologiques des systèmes fantassins modernes, et (ii) apporter des données à la communauté scientifique dans les domaines de l'énergétique et de la biomécanique de la locomotion perturbée par l'emport de masses, ainsi que dans le domaine de la fatigue neuromusculaire à l'effort de portage de durée « extrême ». **Ce sont ces éléments scientifiques qui sont présentés et discutés dans ce manuscrit au regard de la littérature scientifique.**



INTRODUCTION GENERALE

Que ce soit dans un but professionnel, récréatif ou de survie, à un moment de sa vie l'Homme est naturellement amené à porter des masses additionnelles (*i.e.* en plus de sa propre masse) en se déplaçant, ce qui est communément désigné comme le port de charges (*load carriage*) ou le portage. Sous l'effet de ces masses, son corps va se trouver dans un état que l'on peut considérer comme perturbé et va devoir s'adapter pour réaliser la tâche prévue. Les premiers effets (*i.e.* aigus) qui peuvent être attendus lors de l'ajout de masses sur un corps en mouvement sont des changements mécaniques, qui laissent également supposer des conséquences physiologiques chez le porteur. Il apparaît donc important d'étudier ces aspects biomécaniques et métaboliques de la locomotion avec port de masses dans un premier temps lorsque l'on s'intéresse à une telle problématique. Aussi, à plus long terme, des perturbations de la fonction neuromusculaire peuvent être attendues, avec dans leur prolongement des répercussions physiologiques (notamment musculaires et métaboliques) et biomécaniques. Il apparaît donc également utile de s'intéresser à la fatigue neuromusculaire à l'effort de portage de durée prolongée, et d'observer ses retentissements potentiels sur les aspects métaboliques et biomécaniques de la locomotion pour tendre vers une analyse plus exhaustive.

Certaines populations sont soumises au portage plus régulièrement que d'autres et peuvent ainsi être amenées à porter des masses importantes pendant des durées prolongées, ce qui en fait des populations « expertes » particulièrement intéressantes pour l'étude de telles problématiques. De par les caractéristiques de son activité, le fantassin des armées entre évidemment dans cette catégorie de population. En effet, ce dernier a la particularité de se déplacer essentiellement en marchant et en portant des masses sévères (définies ici à ~50 % de sa masse corporelle (MC)) à extrêmes (définies ici comme ≥ 75 % de sa MC), qui peuvent même atteindre 100 % de sa MC lors des missions les plus exigeantes. Au regard de ces premiers éléments, le contexte militaire semble idéal pour l'étude des effets aigus du port de masses additionnelles sur les paramètres biomécaniques et métaboliques de la marche. Par ailleurs, les missions et entraînements réalisés par le fantassin durent généralement de plusieurs heures à plusieurs jours successifs, ce qui représente des durées d'effort prolongées à extrêmes. Le contexte militaire s'avère donc également très intéressant et représentatif pour l'étude des effets à long terme du portage sur la fatigue neuromusculaire, et des répercussions de cette fatigue sur les paramètres métaboliques et biomécaniques de la marche. Enfin, en contrepartie de ces apports scientifiques, l'acquisition de telles données présente un caractère applicable très important du point de vue militaire. À titre d'exemple, une quantification de la fatigue musculaire du fantassin en mission permet de présager de ses capacités opérationnelles au combat (*Knapik et al. 1997*).

Avant de s'intéresser à ces questionnements scientifiques, il convient toutefois de réunir un nombre suffisant de connaissances théoriques sur les deux thèmes évoqués (*i.e.* marche et fatigue) et d'y associer les données disponibles sur les effets du port de masses et des exercices de longue durée.

PARTIE I – BIOMECHANIQUE ET COUT METABOLIQUE DE LA MARCHÉ : EFFETS AIGUS DU PORT DE MASSES

1. La marche

1.1. Définition générale

La marche est un mode de locomotion consistant en un déplacement debout en appuis simultanés et alternatifs sur les membres inférieurs. En opposition à la course, qui forme avec elle les deux principaux modes de locomotion bipède non assistée de l'être humain, elle est caractérisée par la présence constante d'au moins un pied sur le sol. Des points de vue physiologique et biomécanique, la marche est considérée comme une orchestration complexe de commandes neuromusculaires, de forces musculaires et de mouvements articulaires qui ont pour but de faire progresser le corps dans l'espace en minimisant les dépenses en énergies mécaniques et métaboliques (Cavagna *et al.* 1977, McNeill Alexander 2002, Minetti *et al.* 2003, Zajac *et al.* 2003, Peyrot 2009).

1.2. Biomécanique de la marche

1.2.1. Cinématique : pattern spatio-temporel

La marche est une suite d'actions mécaniques qui implique en particulier les membres inférieurs. Elle est caractérisée par une alternance de phases d'appui et de balancement des membres inférieurs qui sont observées et décrites par le cycle de marche.

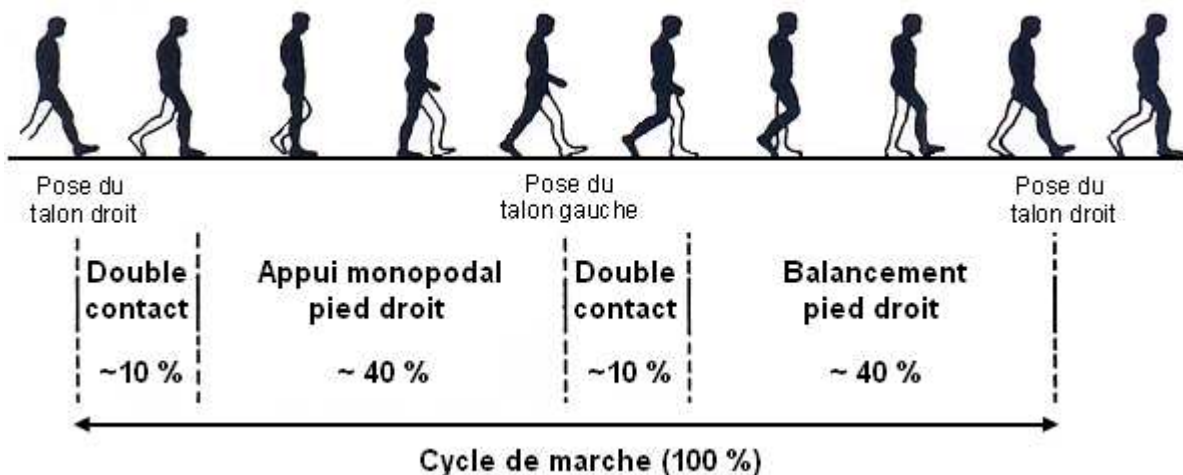


Figure 4 : Illustration des principales phases composant un cycle de marche. Les durées relatives de ces différentes phases (i.e. valeurs exprimées en pourcentage de la durée d'un cycle) correspondent à celles classiquement observées dans la littérature pour une marche à $\sim 1,2 \text{ m.s}^{-1}$. D'après Viel (2000), Stansfield *et al.* (2001), van der Linden *et al.* (2002) et Peyrot (2009).

Le cycle de marche peut être défini comme la période débutant à la pose du talon du membre inférieur situé en avant du corps (pied droit dans la Figure 4) et continuant jusqu'à la pose suivante de ce même talon. Il correspond donc à deux pas, soit une foulée. Chaque cycle de marche se compose d'une phase d'appui (ou contact) et d'une phase de balancement d'un même membre inférieur. La phase d'appui comprend elle-même trois sous-phases, à savoir deux phases de double contact (deux pieds au sol) et une phase d'appui monopodal (un pied au sol). La durée de l'appui monopodal d'un membre inférieur correspond à la durée de balancement du membre inférieur controlatéral. Le membre inférieur en appui va alors agir comme un levier pour permettre au membre inférieur controlatéral d'effectuer un balancement et d'aller se placer en avant du corps.

Le pattern spatio-temporel de la marche est caractérisé par la durée (ou la fréquence) du cycle et par le déplacement réalisé par le membre inférieur, donc indirectement par le centre de masse (CM), au cours de celui-ci. Les différentes phases du cycle, communément exprimées en pourcentage de sa durée totale (Figure 4), sont également des indices servant à caractériser le pattern spatio-temporel ou à observer son évolution sous l'effet de facteurs tels que la vitesse ou le port de masses.

1.2.2. Cinétique : forces et travail mécanique

D'après les lois fondamentales de la dynamique proposées par Isaac Newton au XVII^{ème} siècle, la capacité d'un individu à mettre son corps en mouvement et à le maintenir dans cet état (autrement dit, à l'accélérer) dépend des forces que ce dernier exerce sur son environnement. Pendant la marche, l'individu applique ainsi des forces sur le sol, *via* le système musculo-squelettique de ses membres inférieurs, pour accélérer son CM et donc de se déplacer. Par ailleurs, ses membres se déplacent relativement à son CM (accélération des bras et des jambes), ce qui nécessite également une participation de son système musculo-squelettique. Ainsi, comme le niveau d'énergie du CM fluctue et que le corps est en mouvement, on considère que les muscles actifs réalisent un travail mécanique.

Le travail mécanique musculaire peut être quantifié de deux façons principales lors de la marche :

Une première approche par « dynamique inverse » consiste à calculer les moments de force au niveau des articulations des membres pour estimer le travail réalisé par les muscles environnant ces articulations. Elle nécessite l'utilisation combinée de données cinématiques (vidéo), cinétiques (plate-forme de force) et anthropométriques (mesure ou estimation *via* des tables), et s'utilise en laboratoire. Par ailleurs, cette méthode demande une identification précise des segments et articulations, et une connaissance de leurs masses exactes. Elle est donc difficile à mettre en place, en particulier lorsque les conditions de marche impliquent un port de vêtements ou d'équipements.

Une seconde approche consiste à faire la somme du travail mécanique externe réalisé par les muscles pour déplacer le CM (W_{ext} : accélération et élévation du CM ; *Cavagna et al. 1963*), et du travail mécanique interne réalisé par les muscles mais ne participant pas au déplacement du CM (W_{int} : accélération des membres relativement au CM, étirement des muscles et tendons, et lutte contre les frictions internes, la viscosité et les actions musculaires antagonistes ; *Fenn 1930, Cavagna et al. 1964*). Le calcul de W_{ext} est associé à un modèle biomécanique simple de « pendule inversé » proposé par *Cavagna et al. (1963, 1976)*, et nécessite des données accélérométriques et/ou cinétiques (*Cavagna 1975*). Le calcul de W_{int} utilise en revanche un modèle multisegmentaire plus complexe (*Willems et al. 1995*), et nécessite des données cinématiques. Aussi, il est à noter que le calcul de W_{int} ne rend généralement compte que du travail cinétique des muscles nécessaire à l'accélération des membres relativement au CM (*Cavagna & Kaneko 1977, Minetti & Saibene 1992*).

Enfin, comme le modèle du pendule inversé décrit très bien les paramètres mécaniques de la marche et que W_{ext} explique très bien les paramètres métaboliques (*Cavagna et al. 1963, Margaria & Cavagna 1965, Cavagna & Margaria 1966, Cavagna & Kaneko 1977, Donelan et al. 2002a,b, Kuo 2007*) (cf. 1.3.2. ci-après), en particulier lors du port de masses additionnelles (*Griffin et al. 2003*), il est également possible de se concentrer sur la méthode Cavagna seule pour étudier la marche. C'est ce qui a été choisi pour ce travail. Cette méthode sera donc développée dans les sections suivantes.

1.2.2.1. Pendule inversé et travail mécanique externe

Le modèle du pendule inversé considère l'individu comme un système global représenté par son CM (masse du pendule) et fixé sur un membre inférieur rigide en contact avec le sol lors de l'appui monopodal (tige du pendule agissant comme levier, Figure 5). Dans ce modèle, les forces extérieures de gravité et de réaction du sol agissent sur le CM et permettent son déplacement. Le niveau d'énergie mécanique totale du CM (E_{tot}) est considéré comme identique aux exacts débuts et fins de chaque cycle de marche (*Cavagna et al. 1963*). Cependant, au cours du cycle, le CM de l'individu accélère, décélère, oscille verticalement et se déplace horizontalement. E_{tot} et ses composantes cinétique totale (E_{cin}) et potentielle (E_{pot}) varient donc constamment. Aussi, un transfert d'énergie va s'opérer entre E_{cin} et E_{pot} pour réduire les besoins en énergie externe (*Margaria & Cavagna 1965, Cavagna & Margaria 1966, Cavagna et al. 1976, Cavagna et al. 1977*), cette énergie externe étant fournie par le travail des muscles (W_{ext}) et entraînant des dépenses métaboliques. D'après le modèle du pendule inversé, les transferts d'énergies s'effectuent lors des oscillations verticales du CM. Ainsi, pendant la première moitié de la phase d'appui monopodal, le CM de l'individu ralentit et s'élève grâce au transfert de l'énergie cinétique en énergie potentielle, et un transfert d'énergie inverse (*i.e.* potentielle en cinétique) a lieu pendant la seconde partie de l'appui monopodal (*Cavagna et al. 1963*).

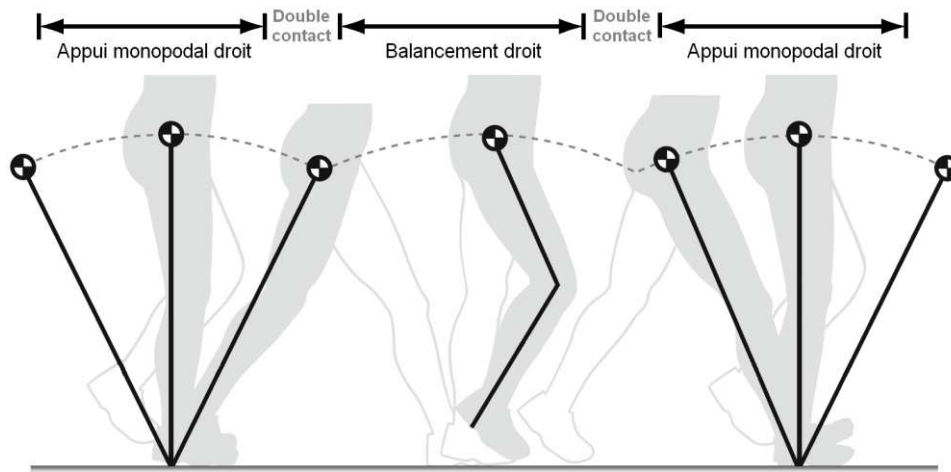


Figure 5 : Illustration d'un pendule inversé superposé sur les membres inférieurs d'un individu pendant la marche. Dans ce schéma, la masse du pendule (cercles noirs et blancs) représente le CM de l'individu, et la tige rigide du pendule (à droite et à gauche de l'image) représente le membre inférieur lors de l'appui monopodal. Au centre de l'image, le membre inférieur en balancement est fléchi lors de l'appui monopodal controlatéral. La trajectoire du CM est représentée par les arcs de cercle en pointillés. D'après Li et al. (2010).

Le mécanisme de pendule inversé n'est cependant pas parfait. En effet, des pertes d'énergie sont observées au niveau du CM lors des échanges entre E_{cin} et E_{pot} (Cavagna et al. 1983, Cavagna et al. 2002). Les origines de ces pertes sont essentiellement temporelles (*i.e.* déphasage des courbes) mais peuvent également être liées à l'amplitude et à la forme des courbes d' E_{cin} et E_{pot} (Figure 6). À titre d'exemple, la fraction moyenne d'énergie mécanique transférée lors de la marche à 5,4 km.h⁻¹ est d'environ 65 %. Le W_{ext} des muscles va donc être nécessaire pour compenser le manque en E_{tot} (~35 %) et ainsi assurer le maintien des déplacements du CM (Cavagna et al. 1963, Cavagna et al. 1976).

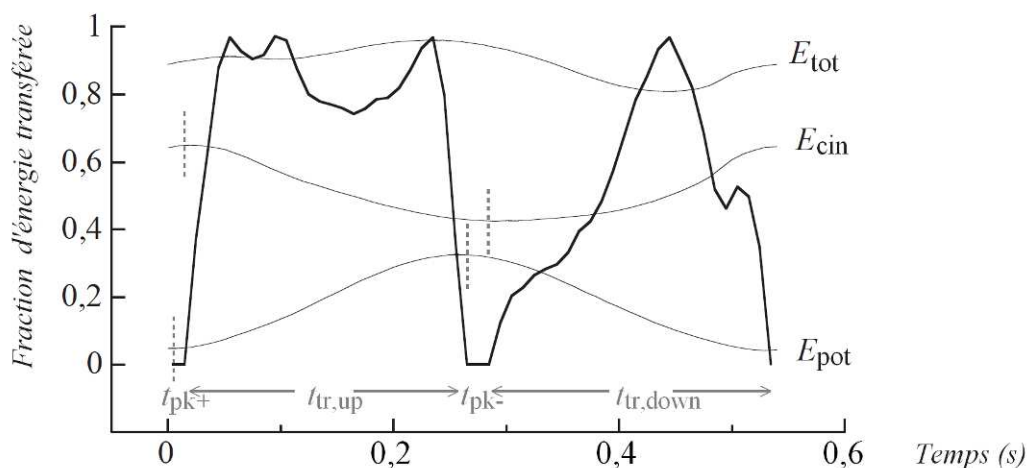


Figure 6 : Fraction d'énergie mécanique transférée et variations des niveaux d'énergies cinétique totale (E_{cin}), potentielle (E_{pot}) et totale du CM ($E_{\text{tot}} = E_{\text{cin}} + E_{\text{pot}}$) au cours d'un pas chez un homme européen de 66.2 kg marchant à 4,86 km.h⁻¹. Les lignes verticales en pointillés délimitent les deux courtes périodes durant lesquelles le transfert d'énergie mécanique est nul. E_{cin} et E_{pot} augmentent alors simultanément ($t_{\text{pk}+}$) ou diminuent simultanément ($t_{\text{pk}-}$). Le transfert d' E_{cin} vers E_{pot} a lieu pendant la première partie du pas ($t_{\text{tr},\text{up}}$) et le phénomène inverse a lieu pendant la seconde partie du pas ($t_{\text{tr},\text{down}}$). W_{ext} correspond à la somme des incréments positifs d' E_{tot} . D'après Cavagna et al. (2002).

Grâce aux échanges d'énergie entre E_{cin} et E_{pot} lors de la phase d'appui monopodal, W_{ext} (réalisé par les muscles) est donc fortement minimisé pendant la marche. Cependant, un travail mécanique considérable, longtemps sous-estimé, est nécessaire pour rediriger le CM d'un arc de pendule inversé jusqu'au suivant durant la phase de double contact (Figures 7.a. et 7.b.) (Donelan et al. 2002a,b).

1.2.2.2. Pendule inversé et travail mécanique lors du double contact

Durant la phase de double contact de la marche, le membre inférieur situé en avant du corps réalise un travail mécanique négatif (*i.e.* forces freinant le corps, Figure 7.a.) en vue de rediriger le CM de l'individu vers le haut (on parle aussi de redirection du vecteur vitesse ; Donelan et al. 2002a,b). Par conséquent, le niveau d'énergie du CM pourrait chuter si un travail positif simultané du membre inférieur arrière n'était pas réalisé en compensation (Figure 7.b.). La méthode de calcul de W_{ext} proposée par Cavagna et al. (1963), nommée « *combined limbs method* » (CLM), ne tient pas compte du travail réalisé lors du double contact. En effet, cette dernière repose sur l'évaluation de la vitesse du CM et de son déplacement vertical (*i.e.* de la force externe résultante). Elle ne tient donc pas compte des forces opposées appliquées par les membres inférieurs sur le CM lors du double contact puisque celles-ci ne modifient pas directement son niveau d'énergie. Ainsi, une nouvelle méthode de calcul de W_{ext} nommée « *individual limbs method* » (ILM) et reposant sur l'analyse des forces exercées séparément par les membres inférieurs sur le sol a été proposée par Donelan et al. (2002b). Celle-ci permet d'évaluer le travail mécanique réalisé par chaque membre inférieur et intègre donc le travail mécanique de double contact. Il est à noter que la sous-estimation de W_{ext} par la méthode CLM est d'environ 33 % par rapport à la méthode ILM. Aussi, Bastien et al. (2003) considèrent le travail mécanique réalisé lors du double contact comme un travail interne de double contact ($W_{\text{int,dc}}$) puisque celui-ci ne modifie pas directement le niveau d'énergie du CM. Le présent travail suivra cette logique.

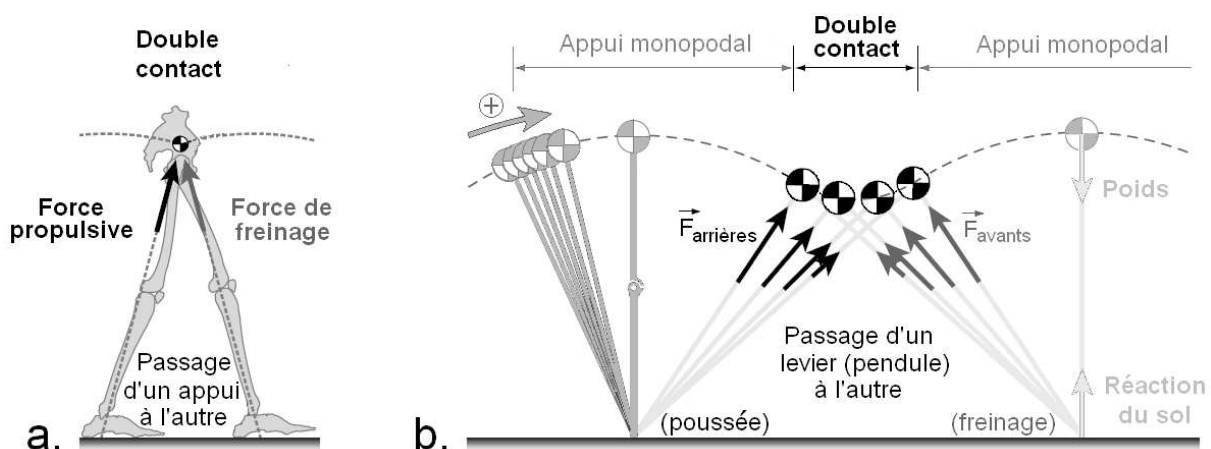


Figure 7 : Illustration des membres inférieurs lors de la phase de double contact (a) et traduction du phénomène de redirection du CM d'un arc de pendule inversé au suivant (b), grâce au travail négatif du membre inférieur avant compensé par le travail positif du membre inférieur arrière. D'après Kuo (2007).

1.3. Coût métabolique de la marche et relation avec les paramètres biomécaniques

1.3.1. Définition et expressions du coût métabolique de la marche

Au repos, l'organisme consomme de l'énergie pour maintenir en activité ses fonctions (cœur, cerveau, respiration, digestion, homéostasie, etc.). Cette dépense d'énergie relativement incompressible est communément désignée comme le métabolisme basal. Aussi, pendant la marche, le corps va utiliser de l'énergie métabolique supplémentaire en raison des contractions musculaires qui permettent : (i) de « gagner » le corps et de lutter contre la gravité en situation statique debout (ce qui est défini comme le « *standing metabolic rate* » ; *Griffin et al. 2003*), (ii) d'accélérer les membres relativement au CM, d'étirer les éléments élastiques en série, et de vaincre les forces de friction internes, la viscosité et les contractions musculaires antagonistes (ce qui constitue W_{int} ; *Fenn 1930, Cavagna et al. 1964*), et enfin (iii) d'agir sur le CM pour le déplacer dans l'environnement (ce qui se traduit mécaniquement par W_{ext} et $W_{\text{int,dc}}$; *Cavagna et al. 1963, Donelan et al. 2002a,b*). La dépense d'énergie métabolique pendant la marche varie donc en fonction de l'activité des muscles, cette dernière étant elle-même influencée par des facteurs tels que la vitesse et la cinématique de la marche, la MC ou encore la masse additionnelle portée. À titre d'exemple, la marche à vitesse préférée ne nécessite que trois à quatre fois la dépense métabolique basale, alors qu'elle peut demander jusqu'à neuf ou dix fois la dépense basale lors du port de masses correspondant à 75 % de la MC (*Bastien et al. 2005b, Peyrot 2009*).

La dépense d'énergie métabolique pendant la marche est généralement évaluée par la mesure de la consommation d'oxygène ($\dot{V}O_2$) et de la production de dioxyde de carbone ($\dot{V}CO_2$) puisque la marche est très souvent caractérisée par une intensité d'effort sous-maximale. Cette dépense d'énergie aérobie peut également être ramenée au temps afin de traduire une puissance métabolique lors de la marche (*Brockway 1987*). Enfin, la puissance métabolique peut être divisée par la vitesse de déplacement afin de traduire le « coût métabolique de la marche » (C_W), c'est-à-dire la dépense d'énergie nécessaire pour parcourir un mètre qui réfère à l'économie de transport (*Margaria 1938, di Prampero 1986*) (cf. méthodologie générale pour un détail des calculs et des unités de mesure).

C_W est exprimé de deux façons principales selon qu'il représente le coût total en énergie métabolique (C_W brut) ou le coût métabolique spécifiquement lié à l'action locomotrice (C_W net). En effet, C_W brut est calculé sur la base de la puissance métabolique totale du corps, alors que le calcul de C_W net consiste à retrancher la puissance métabolique de repos (ou la puissance métabolique en position debout pour ne considérer que la dépense métabolique spécifiquement liée à l'action locomotrice et au déplacement ; *Griffin et al. 2003*) à la puissance métabolique totale. Par ailleurs, pour comparer les individus entre eux ou comparer différentes conditions de portage chez un même individu, il est

possible de diviser C_W respectivement par la MC (*Martin & Morgan 1992*) ou la masse totale en mouvement (MT, *i.e.* masse de l'individu + masse additionnelle portée), puisque la marche consiste à déplacer le CM (de l'individu ou total). Le coût métabolique normalisé par la MT ($C_{W,MT}$) représente alors l'énergie métabolique dépensée par unité de masse totale et pour chaque mètre parcouru. Cette normalisation par la masse accepte toutefois l'hypothèse selon laquelle C_W est indépendant de la masse une fois divisé par celle-ci, ce qui est encore discuté dans la littérature, en particulier lors de la marche sans port de charges externes (*Nevill et al. 1992, Rogers et al. 1995, Zakeri et al. 2006, Peyrot 2009, Peyrot et al. 2009*). Par ailleurs, la normalisation de C_W par la masse exige une normalisation parallèle des paramètres de travail mécanique tels que W_{ext} ($W_{ext,MT}$) et $W_{int,dc}$ ($W_{int,dc,MT}$) afin de conserver une cohérence dans l'analyse et la mise en relation de ces différents paramètres métaboliques et mécaniques.

1.3.2. Relation entre coût métabolique de la marche et paramètres biomécaniques

Comme la marche consiste à déplacer le CM et les membres grâce au travail des muscles, et que C_W net change en fonction de la quantité d'actions musculaires locomotrices réalisées, la relation entre ces paramètres biomécaniques et métaboliques apparaît relativement directe. Cela est effectivement vrai, à condition que le rendement mécanique du muscle soit considéré dans l'interprétation de cette relation (*Hill 1938, Margaria 1938, Cavagna et al. 1963*). L'analyse simultanée du travail mécanique réalisé par les muscles et du coût métabolique de la marche a permis de comprendre C_W net, et d'associer aux principaux types d'actions réalisées par les muscles une partie du coût métabolique de la marche. Ainsi, d'après la littérature, le coût métabolique de la marche s'explique entre autres à ~45 % par le travail agissant sur le CM, à ~28 % par le travail isométrique des muscles nécessaire à supporter le poids lors de l'appui monopodal, et à ~10-15 % par le travail interne de balancement des membres inférieurs lors de la marche (*Cavagna et al. 1963, Cavagna & Kaneko 1977, Willems et al. 1995, Donelan et al. 2002a,b, Griffin et al. 2003, Grabowski et al. 2005, Kuo et al. 2005, voir aussi Peyrot 2009*).

On note donc immédiatement l'importance de la quantification de W_{ext} et de $W_{int,dc}$ dans la compréhension de C_W net lors de la marche et de son éventuel changement sous l'effet de perturbations (*Donelan et al. 2002a, Griffin et al. 2003, Peyrot 2009*). Par ailleurs, le paramètre d'efficacité locomotrice (ou rendement locomoteur), défini ici comme le ratio du travail mécanique agissant sur le CM (W_{ext} et $W_{int,dc}$) sur C_W net, apparaît également central pour l'étude de la marche puisqu'il permet la mise en relation directe du travail mécanique et de C_W net (*Cavagna et al. 1963, Cavagna & Kaneko 1977*).

2. Effet du port de masses sur la biomécanique de la marche

2.1. En fonction de la masse portée

Le port de masses sur un corps peut être considéré comme une perturbation mécanique. En effet, parmi les différents effets du portage, le premier à considérer est la modification aiguë de la masse totale à supporter et à déplacer par les muscles. De façon attendue, le portage a donc des conséquences aiguës sur la biomécanique de la marche, et celles-ci varient suivant la masse portée.

L'étude des effets biomécaniques du portage a fait l'objet d'un intérêt croissant depuis trente ans (Knapik et al. 1996). Avec elle, les outils d'analyse de la motricité ont progressé et permis d'accroître la précision d'analyse. Aussi, une majorité de travaux se sont concentrés sur le sac à dos puisqu'il s'agit du mode de portage le plus répandu pour emporter des charges lourdes et volumineuses. En lien avec les aspects mécaniques de la marche, il a été montré que l'activité électromyographique (EMG) des muscles dorsaux (*erector spinae*) est diminuée lors du port de masses inférieures à 15-20 kg dans un sac à dos (l'effet s'inversant au-delà de 25-30 kg en raison d'une forme de « saturation »). Cette réduction de l'activité EMG a été attribuée au phénomène très observé d'inclinaison du tronc du porteur vers l'avant lors du portage, ce qui permet de réduire les couples de forces exercés par le sac au niveau de la région lombaire (Bobet & Norman 1984, Knapik et al. 1996).

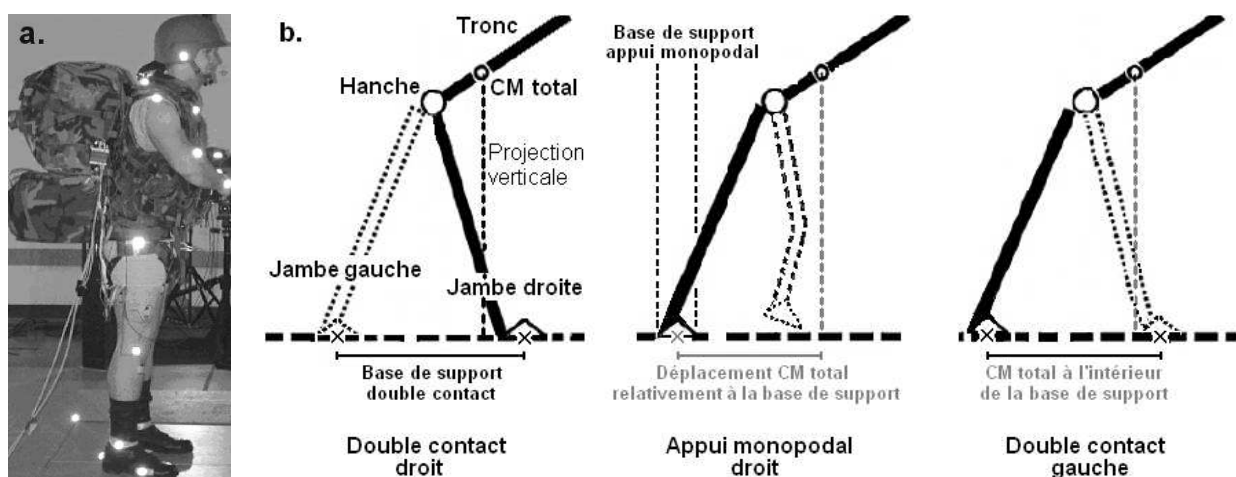


Figure 8 : Photo (a) et schématisation (b) du phénomène d'inclinaison du tronc lors du portage avec un sac à dos de 20 kg en condition statique (a) ou pendant la marche (b). D'après Schiffman et al. (2006) et Yen et al. (2011).

En effet, lors du port d'un sac à dos, le CM total (i.e. individu avec son sac) est transféré de plus en plus en arrière du corps au fur et à mesure que la masse du sac augmente. Pour conserver son équilibre, le porteur incline donc son tronc vers l'avant à mesure que la masse portée augmente (Figure 8.a.), afin que la projection verticale de son CM total soit maintenue dans la base de support

selon le plan sagittal. Par ailleurs, lors de la marche avec port d'un sac à dos, une coordination complexe des mouvements du tronc et des membres inférieurs contribue au maintien de l'équilibre en réduisant le déplacement antéropostérieur du CM total relativement à la base de support pendant l'appui monopodal (Yen *et al.* 2011). En effet, durant la phase de double contact, la projection du CM total se situe à l'intérieur de la base de support malgré l'inclinaison du tronc, l'équilibre est donc « assuré » (Figure 8.b.). En revanche, pendant l'appui monopodal, le CM total est déplacé en avant de la base de support (*i.e.* pied d'appui) en attendant que le membre inférieur en balancement ne touche le sol au-devant du corps (Figure 8.b.). Ainsi, si le déplacement du CM total relativement à la base de support n'était pas réduit, celui-ci serait « anormalement » accéléré vers l'avant et le bas du fait de l'inclinaison du tronc. Toutefois, bien que bénéfiques à l'équilibre, ces adaptations mécaniques participent aux modifications des paramètres spatio-temporels et cinétiques de la marche chargée.

En ce qui concerne les paramètres spatio-temporels de la marche, à vitesse constante il a été montré que le portage n'induit pas de modification de la fréquence de marche (donc du temps de cycle) lorsque la masse portée est inférieure à 30-40 % de la MC (Griffin *et al.* 2003). En revanche, lorsque la charge atteint 40-50 % de la MC, la fréquence de pas augmente. Cet effet s'accompagne alors d'une diminution de la longueur de pas, retrouvée à toutes les vitesses de marche (LaFiandra *et al.* 2003, Ling *et al.* 2004). Par ailleurs, des modifications du pattern spatio-temporel sont observées à l'intérieur du cycle de marche lors du port de masses. La part relative des différentes phases composant ce dernier est donc modifiée. En effet, on observe une augmentation du temps de contact (pied en appui sur le sol), alors que le temps de balancement diminue. Il en résulte donc une augmentation du temps relatif de double contact qui est proportionnelle à la masse portée (Kinoshita 1985, Martin & Nelson 1986, voir aussi Knapik *et al.* 1996).

Dans l'ensemble, ces adaptations spatio-temporelles du pattern peuvent être considérées comme des mécanismes de sécurisation de la marche et de protection du corps. Par exemple, l'augmentation du temps relatif de double contact permet d'accroître le contrôle des mouvements du CM par l'action simultanée des deux membres inférieurs sur le sol, ce qui tend à réduire les risques de déséquilibre et de chute. Il est d'ailleurs à noter que l'excursion médio-latérale du CM est progressivement réduite à mesure que la charge portée augmente (Ling *et al.* 2004). Par ailleurs, la réduction de la longueur du pas peut-être considérée à la fois, comme un moyen d'augmenter le temps de contrôle du CM par les membres inférieurs, et comme un moyen de réduire les pics de force exercés au niveau du membre inférieur avant lors du contact du talon sur le sol (Millet *et al.* 2009, Morin *et al.* 2011b).

Bien que peu de travaux aient investigué les aspects cinétiques du portage et que les données connues concernent essentiellement les forces « brutes » de réaction du sol, les recherches nous

apprennent que ces forces augmentent dans les dimensions verticales et antéropostérieures dès le port de masses relativement légères (*i.e.* ≤ 10 kg) (Kinoshita 1985, Weise-Bjornstal & Dufek 1991, Knapik et al. 1996, Pandorf et al. 1999, Tilbury-Davis & Hooper 1999, Birrell et al. 2007). Ce facteur masse interagit par ailleurs avec la vitesse de marche pour générer une hyper-augmentation des forces verticales lors du portage (Hsiang & Chang 2002). En outre, bien que plusieurs études n'aient pas observé de changement des forces de réaction du sol dans la dimension médio-latérale (Kinoshita 1985, Harman et al. 1992, Knapik et al. 1996, Lloyd & Cooke 2000a), il a récemment été montré que le port de masses sévères (40 kg) est susceptible d'induire une augmentation des forces dans cette troisième dimension de l'espace (Birrell et al. 2007). Cependant, cette évolution des forces médio-latérales n'est pas linéaire lors de l'ajout progressif de masses sur un individu, alors que ce phénomène a été constaté pour les forces antéropostérieures et verticales (Figure 9), et dépendrait essentiellement de la réduction de la mobilité des bras (Lloyd & Cooke 2000a, Birrell et al. 2007).

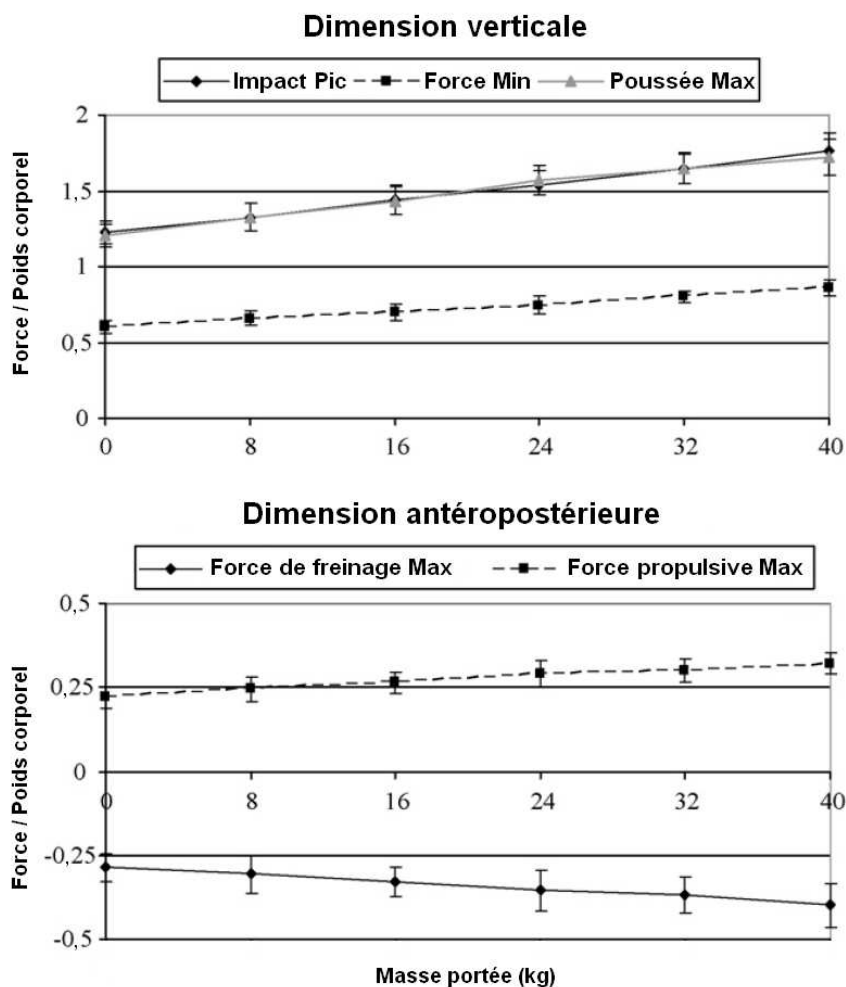


Figure 9 : Évolution des forces (N) verticales et antéropostérieures normalisées par le poids corporel (N) en fonction de la masse additionnelle portée, lors de la marche à $1,5 \text{ m.s}^{-1}$. D'après Birrell et al. (2007).

Cette évolution linéaire des forces verticales et antéropostérieures en fonction de la masse portée a donc conduit à la conclusion que la masse a un effet « passif » sur les forces de réaction du sol lors de la marche (*Birrell et al. 2007*). Autrement dit, chaque kilogramme ajouté sur le porteur a le même effet que le précédent dans ces deux dimensions de l'espace. Toutefois, l'amplitude absolue de ces forces de réaction du sol n'est pas négligeable dans la compréhension des troubles musculo-squelettiques enregistrés au niveau des membres inférieurs et du dos chez les populations fréquemment soumises au portage (*Knapik et al. 1996*) ; surtout lorsqu'on la met en lien avec les données de Holt *et al.* (2003), qui montrent que la raideur des membres inférieurs augmente au fur et à mesure que la masse portée augmente. Enfin, même si ce mécanisme d'augmentation de la raideur des membres inférieurs peut être considéré comme néfaste pour le système musculo-squelettique à long terme, il est néanmoins un moyen de limiter la dépense métabolique à court terme lors de la marche chargée, en réduisant notamment les oscillations verticales du CM.

Si la caractérisation des forces de réaction du sol apparaît intéressante pour témoigner des contraintes appliquées au système musculo-squelettique lors du portage, ces données sont néanmoins difficilement associables aux paramètres métaboliques de la marche chargée. À notre connaissance, l'étude de Griffin *et al.* (2003) est la seule à avoir spécifiquement évalué le travail mécanique réalisé par les muscles lors de la marche avec port de masses externes. Par l'évaluation simultanée des paramètres mécaniques et métaboliques de la marche, ces auteurs ont montré que C_W net augmente en proportion quasi-directe avec W_{ext} ILM à vitesse modérée (de 0,5 à 1,5 m.s⁻¹) lors du port de charges inférieures à 30 % de la MC (W_{ext} ILM étant proche de la somme de W_{ext} et $W_{\text{int,dc}}$). Ces résultats indiquent donc que la demande métabolique supplémentaire due au portage s'explique en très grande partie par le travail musculaire appliqué au CM total, d'où le maintien d'une efficacité locomotrice (définie par les auteurs comme le ratio de W_{ext} ILM sur C_W net) constante malgré l'augmentation de la charge portée (*Griffin et al. 2003*).

Cependant, les effets du portage sur le travail mécanique des muscles restent en questionnement pour des masses supérieures à 30 % de la MC. Si on considère les changements de fréquence et de longueur de pas survenant lorsque la masse portée dépasse 40 % de la MC, on peut d'ailleurs se questionner sur l'éventuelle augmentation du travail de balancement des membres inférieurs relativement au CM dans ces conditions, et donc sur le maintien ou non de cette relation entre W_{ext} ILM et C_W net. Par ailleurs, dans l'étude de Griffin *et al.* (2003) le chargement était disposé symétriquement autour de la taille des sujets, ce qui laisse ouverte la question des effets du port de masses sur le travail mécanique des muscles lorsque le chargement est placé dans un sac à dos, ou encore disposé de façon plus complexe sur l'ensemble du corps.

2.2. En fonction de sa distribution sur le corps

Pour une masse donnée, les conséquences aiguës du portage sur la biomécanique de la marche peuvent être très variables chez un individu en fonction de la distribution spatiale du chargement. En effet, selon leur distribution sur le corps, les masses modifient soit : la masse de son tronc, la masse de ses membres, la masse de sa tête, voire l'ensemble de celles-ci dans des proportions très souvent inégales et déséquilibrées, donc perturbantes. Par ailleurs, la longueur des différentes parties du corps et leur quantité de mouvement pendant la marche sont autant de facteurs à considérer pour distribuer les masses sur un individu puisque celles-ci influencent les moments d'inertie des segments (le moment d'inertie étant défini comme la masse multipliée par le rayon de giration élevé au carré).

Le mode et les outils de portage (Figure 10) ont donc des conséquences sur les paramètres biomécaniques de la marche. Aussi, très naturellement, l'Homme a cherché à optimiser sa façon de porter des charges en intégrant ses propres caractéristiques et les contraintes liées à son environnement de pratique. Ceci a ainsi permis de réduire les perturbations mécaniques liées au portage et/ou d'augmenter la masse transportable par chaque individu.



Figure 10 : Illustration des modes de portage sur la partie haute du corps les plus répandus et/ou les plus étudiés dans la littérature scientifique (du haut vers le bas). D'après Knapik et al. (2004) et Knapik & Reynolds (2010).

Bien que les recherches concernant les effets métaboliques de la distribution des masses sur le corps (cf. 3.2. ci-après) soient plus nombreuses et diversifiées en termes de modes de portage que les études biomécaniques, quelques données intéressantes peuvent être tirées de ces dernières. Les travaux nous apprennent par exemple que les modifications du pattern de marche et l'inclinaison du tronc vers l'avant sont réduites lors de l'utilisation d'un double sac par rapport à un sac à dos (*Knapik et al. 1996*). Le double sac consistant à transférer une partie de la charge du dos vers la poitrine du porteur, celui-ci permet en effet d'avancer le centre de gravité du chargement et nécessite donc moins de compensation (inclinaison) de la part du porteur. Par ailleurs, avec le double sac par rapport au sac à dos, les marcheurs tendent à réduire plus facilement la longueur de leurs pas en augmentant la fréquence de marche, ce qui semble préférable pour la protection du système musculo-squelettique des membres inférieurs et du dos. En effet, ces différentes adaptations permettent en outre de réduire les pics de force de freinage dans la direction antéropostérieure, et d'augmenter en contrepartie l'orientation verticale du vecteur force au milieu de la phase d'appui monopodal (*i.e.* augmentation de la force minimum verticale ; *Kinoshita 1985, Harman et al. 1994*).

Si on se concentre sur le portage par l'intermédiaire d'un sac à dos, qui est l'outil le plus répandu pour l'emport de charges lourdes et volumineuses, la distribution de la masse à l'intérieur du sac à dos doit également être considérée. En effet, il a été montré qu'une charge située en bas du sac à dos et éloignée du dos du porteur augmente davantage l'inclinaison du tronc qu'une charge placée en haut du sac et au plus proche du dos du porteur. Encore une fois ce phénomène est associé au besoin de transférer le CM total au-dessus de la base de support (*Bloom & Woodhull-McNeal 1987, Knapik et al. 2004*). Cependant, une charge distribuée vers le haut du sac génère davantage de déséquilibre pendant la marche du fait de plus grands moments de force par rapport au sol et de l'inertie du tronc, en particulier chez les porteurs de grandes tailles. Ce mode de distribution est donc à éviter lors de la marche sur des terrains accidentés (*Hellebrandt et al. 1944, Knapik et al. 2004*). Par ailleurs, le design du sac peut considérablement modifier le mode de portage et surtout les adaptations biomécaniques du porteur. Par exemple, la présence d'une armature rigidifiant le sac à dos et de bretelles rigides mais matelassées permet de réduire la pression exercée par le sac au niveau des épaules du porteur et lui évite ainsi d'adopter des postures de portage anormales et néfastes pour son pattern locomoteur (*Vacheron et al. 1999, Jones & Hooper 2005*). De même, il a été montré que les ceintures ventrale (qui permet de redistribuer une partie de la charge des épaules vers les membres inférieurs *via* les hanches) et pectorale (qui permet d'accroître la proximité et la solidarité entre le dos du porteur et son sac) sont bénéfiques pour réduire l'activité de gainage des muscles du tronc par rapport aux sacs à dos ne disposant pas de ces systèmes, ainsi que les déviations de la cinématique de la marche par rapport à la marche sans charge (*Bobet & Norman 1984, Knapik et al. 2004, Sharpe et al. 2008*).

Enfin, bien que cette méthode de portage soit très peu rependue, le port de masses au niveau des segments distaux peut être considéré comme le plus perturbant du point de vue mécanique (*Knapik et al. 2004*). En effet, plus la masse est située au niveau distal, plus le moment d'inertie des segments augmente pendant la marche, en particulier lors du balancement des jambes lorsque les charges sont localisées au niveau des chevilles ou des pieds (*Martin 1985, Knapik & Reynolds 2010*). Cependant, le port de masses distales au niveau des membres inférieurs ne permet pas l'import de chargements lourds, ce qui limite indirectement son impact sur la biomécanique de la marche. Royer & Martin (2005) et Browning *et al.* (2007) n'ont observé que de faibles (~10 %) augmentations de la longueur du pas et du temps de balancement (donc une légère diminution de la fréquence de pas) par rapport à la condition naturelle de marche lors du port de masses inférieures à 4 kg par cheville ou par pied. Cependant, si ces faibles déviations de la cinématique de la marche laissent penser à de faibles conséquences de la masse distale, c'est en fait par une augmentation importante de l'activité EMG et des moments de forces produits par les muscles des membres inférieurs que ce maintien d'un pattern proche de la condition naturelle est possible (*Browning et al. 2007*). En effet, lors du port de masses au niveau des pieds, la stratégie neuromusculaire involontairement choisie consiste généralement à maintenir une oscillation des jambes proche de la condition naturelle sans charge, plutôt que de limiter l'activité musculaire des membres inférieurs en vue de préserver la dépense métabolique associée. Enfin, en ce qui concerne le port de masses au niveau des poignets, des mains ou avec les deux mains, celui-ci s'avère mécaniquement moins néfaste que le port de masses au niveau des chevilles et des pieds pendant la marche. En effet, le porteur tend naturellement à positionner la masse à proximité de son tronc (donc CM) ou à réduire le balancement de ses bras dans ces conditions, ce qui réduit donc l'implication des muscles pour vaincre les moments d'inertie (*Knapik & Reynolds 2010*).

En résumé, la biomécanique de la marche chargée présente de plus faibles déviations par rapport à la marche sans charge dans les conditions suivantes :

- lorsque les éléments lourds sont positionnés haut verticalement dans le sac à dos et proche du dos du porteur (*Obusek et al. 1997, Knapik et al. 2004, Stuempfle et al. 2004*), si on ne considère que le port de masses sur le dos,
- lorsque le centre de gravité du chargement est au plus proche du CM du porteur dans les trois dimensions de l'espace (*i.e.* distribution proximale) et que les masses sont réparties de façon équilibrée autour du corps pour favoriser la stabilité antéropostérieure et médio-latérale (*Kinoshita 1985, Legg 1985, Harman et al. 1994, Lloyd & Cooke 2000a, Fiolkowski et al. 2006*), si on considère l'ensemble du corps pour porter des masses,

- lorsqu'une grande partie de la charge est redistribuée vers les muscles des jambes et que la charge est solidaire des mouvements du corps, ce qui est facilité par l'utilisation de ceintures ventrale et pectorale par exemple (*Holewijn & Lotens 1992, Knapik et al. 2004, Ren et al. 2005, Sharpe et al. 2008*), dans la plupart des conditions de portage.

Toutefois, certains environnements de pratique et leurs contraintes ne permettent pas d'utiliser les méthodes de portage les plus optimisées et/ou les moins néfastes du point de vue locomoteur. Par exemple, le port d'un double sac par un fantassin ne lui permet pas de manipuler son arme de façon idéale, ou encore d'accéder rapidement à l'ensemble de ses équipements tactiques au combat. Des compromis sont alors nécessaires, et la distribution de la charge s'organise de façon plus complexe sur l'ensemble du corps pour respecter les besoins spécifiques de l'individu pendant son activité.

2.3. Le cas particulier du fantassin

« Si on demande à un fantassin quel est son pire ennemi, il est presque certain qu'il réponde : le poids » (*Chareyron 2011*). En effet, une des particularités de l'activité du fantassin est le port de masses importantes (~30 % de la MC) pendant le combat, de masses sévères (~50 % MC) pendant les déplacements tactiques d'approche de l'ennemi, et de masses extrêmes (≥ 75 % MC) pendant les déplacements non-tactiques (*Beekley et al. 2007, Koerhuis et al. 2009*). Les masses portées par les fantassins ne semblent d'ailleurs cesser d'augmenter. À notre époque, cela s'explique surtout par le contexte sociopolitique qui place la protection du soldat comme un impératif catégorique (augmentation de la masse des protections), et l'informatisation du champ de bataille qui devient une priorité tactique (Annexe 4 ; *Chareyron 2011*). A titre d'exemple, alors que la masse maximale recommandée¹ au combat est de 22,7 kg pour un fantassin moyen de 77 kg (30 % MC), la masse constatée dans l'armée française lors des récents conflits mondiaux était en moyenne de ~45 kg (58 % MC, Annexe 3). De même, alors que les masses relatives maximales recommandées lors des marches tactique et non-tactique sont respectivement de 45 % et 75 % de la MC, les masses relatives constatées étaient respectivement de 73 % et 99 % de la MC pendant ces récents conflits (*Chareyron 2011*). La masse du paquetage et des équipements de combat du fantassin a d'ailleurs beaucoup évolué à travers l'histoire (Annexes 2 et 3). Aussi, les études scientifiques actuelles permettent de mieux comprendre l'impact du chargement sur le dénouement de certaines batailles historiques. Par exemple, le travail original d'*Askew et al. (2012)* sur les « limitations mécaniques et métaboliques » imposées par les armures médiévales du XV^{ème} siècle a permis de mettre en lumière l'impact de ces équipements militaires sur le dénouement de certaines batailles de la guerre de Cent Ans.

¹ Recommandations du *Department of Defense Design, Human Engineering (U.S. Army)*, disponibles à l'adresse : <http://www.public.navy.mil/navsafecen/Documents/acquisition/MILSTD1472F.pdf>

Au-delà du caractère important à extrême des masses portées par le fantassin lors de ses déplacements, la distribution des équipements sur le corps de ce dernier présente un caractère complexe et très spécifique. En effet, pour des raisons opérationnelles, le fantassin doit pouvoir disposer d'un accès rapide et facilité à une grande partie de ses équipements de combat (e.g. munitions, grenades, trousse de secours). Parallèlement, il porte des équipements de survie additionnels dans un sac à dos, ainsi qu'un fusil d'assaut constamment dans ses mains. Enfin, le fantassin doit disposer de la protection la plus large possible contre les projectiles et autres dangers du champ de bataille (e.g. gilet pare-balles, casque, protections de genoux et coudes, etc.). Ainsi, les équipements sont répartis sur l'ensemble de son corps, et même sur les zones distales.

De nos jours, les équipements militaires utilisés dans les armées sont relativement standardisés, si bien que la majorité des systèmes fantassin présente une distribution des masses assez comparable.

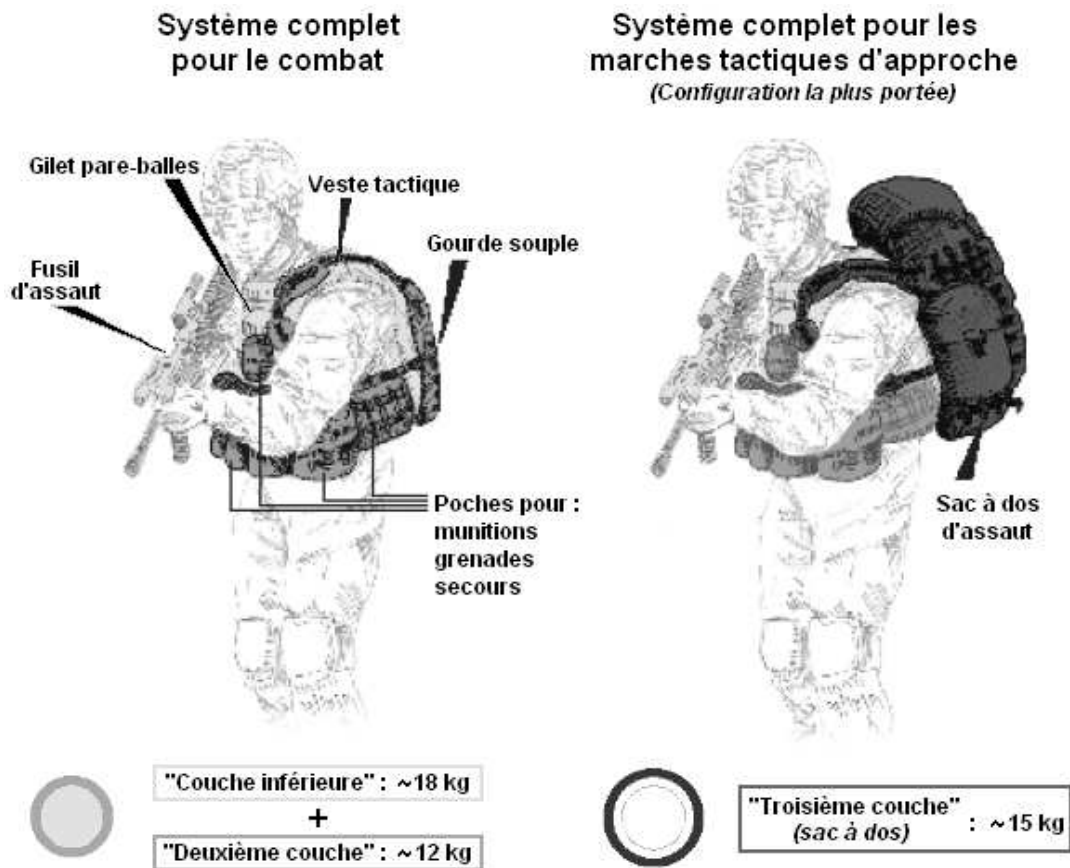


Figure 11 : Représentation d'un équipement de fantassin actuel typique en configuration de combat (gauche) ou en configuration de marche d'approche tactique (droite). La couche d'équipements inférieure présente les équipements suivants : treillis (~2 kg), chaussures (~1,5 kg), protections articulaires (~0,5 kg), gilet pare-balles (~7,5 kg), casque (~1,5 kg), fusil (~4,5 kg), autres équipements (~0,5 kg). La deuxième couche présente les équipements supplémentaires suivants : veste tactique avec poches vides (~1 kg), munitions et grenades (~5 kg), gourde souple remplie (~2,5 kg), baïonnette (~1 kg), équipement pour la vision de nuit (~0,5 kg), autres accessoires de secours, de survie et de combat (~2 kg). Enfin, le sac à dos (i.e. « troisième couche ») est généralement d'une masse de ~15 kg et présente principalement : des munitions supplémentaires, des rationnements, des vêtements de change et des équipements pour la survie et le bivouac. D'après le site internet www.peosoldier.army.mil et Chareyron (2011).

Bien que la connaissance des effets aigus du port de masses sur les caractéristiques de la locomotion ait été très largement influencée par l'investissement scientifique des chercheurs du milieu militaire (*Knapik et al. 1996, Knapik et al. 2004*), l'étude de l'impact des systèmes fantassin (*i.e.* équipement opérationnel complet) n'a fait l'objet que de très peu de publications scientifiques à ce jour. Par ailleurs, on peut regretter que la majorité de ces travaux spécifiquement dédiés aux systèmes fantassin n'ait pas réellement considéré leur aspect opérationnel, et ainsi évalué les configurations typiques de combat et de marche d'approche tactique (Figure 11). Néanmoins, trois informations principales peuvent être tirées de ces quelques études.

Tout d'abord, les adaptations progressives de la posture et du pattern spatio-temporel de marche sous l'effet de l'augmentation de la masse portée, précédemment discutées à partir de la littérature plus générale, sont retrouvées chez le fantassin ; bien que le port de masses inférieures à 30 % de sa MC induise des effets cinématiques relativement modérés chez ce dernier du fait de son aptitude au portage (*Attwells et al. 2006, Birrell & Haslam 2009, Majumdar et al. 2010*).

Ensuite, l'emport d'équipements opérationnels sur la poitrine du fantassin en contrebalancement de son sac à dos permet de réduire (~10 %) les forces antéropostérieures de freinage appliquées sur le sol, par rapport à un portage équivalent réparti exclusivement dans un sac à dos (*Birrell & Haslam 2010*). Pour une masse additionnelle donnée, la distribution particulière des équipements sur le fantassin réduit donc les contraintes appliquées à son système musculo-squelettique, même si cet effet s'apparente largement à celui observé lors du port d'un double sac par rapport à un sac à dos (cf. 2.2. précédemment) (*Kinoshita 1985, Harman et al. 1994*).

Enfin, l'un des éléments les plus notables quant aux effets du port d'équipements de fantassin sur la biomécanique de la marche concerne l'influence de l'arme. En effet, *Birrell & Haslam (2008)* ont montré que les forces médio-latérales et le pic de force verticale lors du contact talon augmentent respectivement de ~12 % et ~5 % lors du port d'une arme par rapport à la marche sans arme. Cet effet a été attribué principalement à la limitation du balancement des bras qui réduit l'équilibre dynamique de la marche et augmente les oscillations verticales et antéropostérieures du CM (*Hinrichs & Cavanagh 1981*).

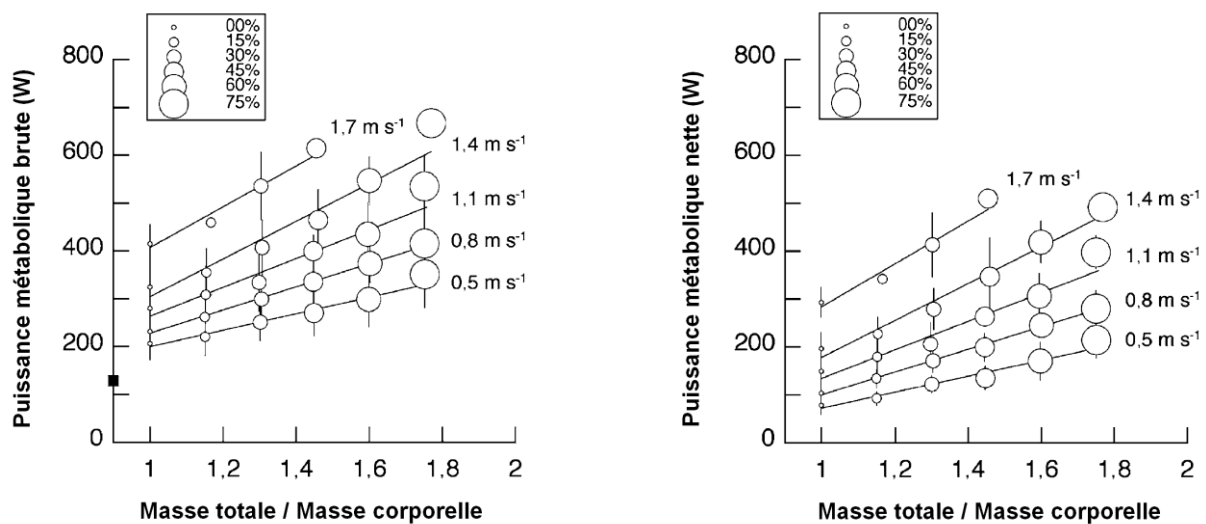
Cependant, les quelques travaux disponibles dans la littérature se sont essentiellement concentrés sur les aspects cinématiques de la marche du fantassin équipé, pour ne tendre que récemment vers une approche cinétique qui n'a pas encore considéré les paramètres de travail mécanique et donc leur relation avec les paramètres métaboliques de la marche du fantassin.

3. Effet du port de masses sur le coût métabolique de la marche

3.1. En fonction de la masse portée

Nous avons vu que le port aigu de masses perturbe la biomécanique de la marche et nécessite des adaptations de la part du porteur par rapport à la condition de marche naturelle sans charge. Aussi, ces adaptations biomécaniques lors du portage vont avoir des répercussions physiologiques puisqu'elles dépendent de l'activité des muscles qui consomment de l'énergie métabolique.

Les effets physiologiques du port de charges pendant la marche sont étudiés depuis plus d'un siècle et de nombreux travaux ont été publiés sur ce thème scientifique (*Knapik et al. 2004*). Dans l'ensemble, ces travaux indiquent que la capacité de portage d'un individu dépend essentiellement de : sa MC et sa composition corporelle (*Haisman 1988, Koerhuis et al. 2009*), sa force musculaire et sa puissance aérobie et anaérobie (*Knapik et al. 2004, Knapik et al. 2012*), son sexe – qui influence notamment les facteurs précités – (*Pandorf et al. 1999, Knapik et al. 2004*), et son niveau d'expertise (*Knapik et al. 1996*). Aussi, la capacité de portage est à considérer en lien avec la dépense métabolique lors de la marche chargée. Cette dernière dépend de plusieurs facteurs : la MC du porteur (*Pandolf et al. 1977*), la vitesse de marche (*Griffin et al. 2003, Bastien et al. 2005b*), la pente et les caractéristiques du terrain (*Soule & Goldman 1972*), la distribution des masses (cf. 3.2. ci-après), la durée d'effort (*Patton et al. 1991, Quesada et al. 2000*) et, naturellement, la masse additionnelle portée (*Bastien et al. 2005b*).



En ce qui concerne spécifiquement l'effet du port de masses, les travaux s'accordent sur le fait que la dépense d'énergie absolue de la marche (représentée par $\dot{V}O_2$, la puissance métabolique ou C_W) augmente de façon linéaire en fonction de la masse additionnelle portée, cela à toutes les vitesses de marche et jusqu'à des masses additionnelles correspondant à 75 % de la MC (*Pandolf et al. 1977, Quesada et al. 2000, Bastien et al. 2005b, Beekley et al. 2007, Pal et al. 2009*). La relation entre C_W et la masse additionnelle portée est donc décrite par une fonction affine qui a pour ordonnée à l'origine la valeur de C_W lors de la marche naturelle sans port de charge (Figure 12). À l'inverse, les données concernant l'effet du portage sur $C_{W,MT}$ ne concordent pas toutes entre les études selon son expression en valeurs brutes ou nettes, et la vitesse de marche. En effet, il est admis que $C_{W,MT}$ net augmente au fur et à mesure que la masse portée augmente, ce jusqu'à 75 % de la MC et à toutes les vitesses de marche (*Griffin et al. 2003, Bastien et al. 2005b*). En d'autres termes, C_W net augmente plus que proportionnellement à la masse portée, relativement à la marche sans charge (Figure 13). En revanche, alors que Bastien et al. (2005b) ont montré que $C_{W,MT}$ brut reste constant à tous les niveaux de masse portée (i.e. C_W brut varie proportionnellement à la masse) et à toutes les vitesses, Griffin et al. (2003) ont expliqué que cette relation varie forcément suivant la vitesse de marche (Figure 13).

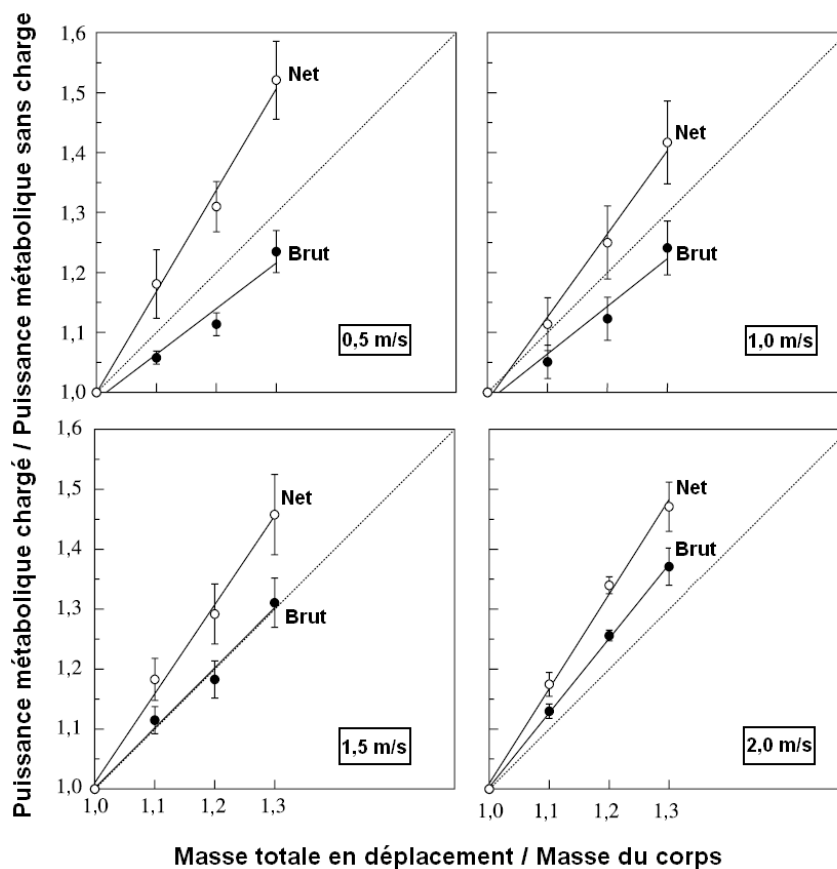


Figure 13 : Ratio de la puissance métabolique lors du portage sur la puissance métabolique lors de la marche sans charge en fonction du ratio de la masse totale en déplacement sur la masse corporelle, pour quatre vitesses de marche rangée de 0,5 à 2 m.s⁻¹. D'après Griffin et al. (2003).

En effet, étant donné que l'on considère que la puissance métabolique non-locomotrice (*i.e.* valeur fixe de puissance métabolique soustraite à la puissance métabolique brute de la marche pour obtenir la puissance métabolique nette de la marche) est constante à toutes les vitesses de marche, sa part relative dans l'énergie totale dépensée (*i.e.* brute) est importante lors de la marche à basse vitesse, et diminue à mesure que la vitesse de marche augmente (Figure 13). Ainsi, la quantification de $\dot{V}O_2$, de la puissance métabolique ou de C_W en valeurs brutes sous-estime l'augmentation d'énergie métabolique consommée par les muscles pour déplacer les masses additionnelles lors du port de charges, en particulier lors de la marche à faible vitesse (Griffin *et al.* 2003).

Ces données soulignent donc l'importance de quantifier C_W net pour témoigner de l'effet des masses additionnelles portées sur l'augmentation de l'activité mécanique et énergétique des muscles, et donc la dépense métabolique lors de la marche chargée. De plus, cette quantification de la dépense métabolique en valeurs nettes apparaît fondamentale pour la mise en relation des paramètres mécaniques et métaboliques de la marche lors du port de charges. Enfin, comme cette approche permet d'augmenter la précision d'analyse des effets spécifiques du port de masses, celle-ci favorise aussi la détection de l'influence d'autres facteurs tels que la distribution des masses et le mode de portage.

3.2. En fonction de sa distribution sur le corps

Précédemment, nous avons vu que la biomécanique de la marche est altérée de façon variable en fonction de la distribution des masses sur le corps du porteur. Aussi, de la même façon que les adaptations biomécaniques du porteur face à la charge ont des conséquences métaboliques, la distribution des masses et ses effets mécaniques variables sur le corps du porteur va influencer la dépense métabolique de ce dernier.

L'un des travaux les plus marquants concernant l'effet du mode de portage sur C_W est celui réalisé par Maloij *et al.* (1986) chez les porteuses africaines des tribus Kikuyu et Luo. En effet, ces chercheurs ont découvert que ces femmes sont capables de porter sur la tête (Figure 10) des masses représentant jusqu'à 70 % de leur MC avec une économie de transport beaucoup plus importante que toutes les méthodes de portage étudiées jusqu'alors. Ces porteuses étaient même capables de ne pas augmenter leur C_W lorsque la masse portée était inférieure à 20 % de leur MC. Les auteurs ont expliqué ces résultats par différents facteurs tels que l'expertise au portage, le placement de la charge verticalement dans l'axe du CM du corps, et une forme d'adaptation morphologique face à la pratique régulière de ce mode de portage (Maloij *et al.* 1986). Aussi, un travail ultérieur a permis d'expliquer

les causes biomécaniques de cette faible dépense d'énergie métabolique lors du portage (*Heglund et al. 1995*). En effet, par une optimisation du mécanisme de pendule inversé permettant un meilleur transfert entre les énergies cinétique et potentielle du CM total, ces porteuses africaines diminuent le travail mécanique à fournir par les muscles pour déplacer chaque unité de masse totale par rapport à la marche naturelle sans charge. Leur $C_{W,MT}$ diminue ainsi malgré l'emport de masses additionnelles, ce qui limite fortement l'augmentation de C_W (*i.e.* la dépense métabolique absolue).

Dans le prolongement de ces travaux, une étude récente réalisée chez les Sherpas népalais a montré que leur méthode de portage, qui consiste à utiliser une sangle de tête (Figure 10) combinée à un panier en appui sur la partie haute du dos, est encore plus économique que celle des femmes africaines (*Bastien et al. 2005a*). Ce mode de portage permet d'ailleurs aux Sherpas d'emporter des masses correspondant à 100-200 % de leur MC dans des terrains montagneux à haute altitude. Les mécanismes expliquant cette économie de portage n'ont néanmoins pas encore été clairement identifiés.

Même si ces deux méthodes de portage originales s'avèrent être les plus économiques parmi toutes celles qui ont déjà été étudiées, elles demandent toutefois un entraînement voire des spécificités anatomiques dont chaque individu ne dispose pas forcément. Par ailleurs, ces méthodes de portage peuvent réduire la mobilité du porteur dans des environnements contraignants (*e.g.* broussailleux) et se révéler inutilisable lors d'activités alternant marche, course, sauts, etc. ; le portage sur le tronc et éventuellement les segments redevient alors la méthode de portage à privilégier (*Knapik et al. 2004*). Dans l'ensemble, et en accord direct avec les données mécaniques précédemment décrites, C_W est alors minimisé dans les conditions suivantes :

- lorsque les éléments lourds sont positionnés haut verticalement et proche du dos du porteur horizontalement dans le sac (*Obusek et al. 1997, Knapik et al. 2004, Stuempfle et al. 2004, Abe et al. 2008, Knapik & Reynolds 2010*), si on ne considère que le portage sur le dos,
- lorsque les masses sont réparties/équilibrées tout autour et au plus proche (proximal) du CM du porteur (*Soule & Goldman 1969, Datta & Ramanathan 1971, Lloyd & Cooke 2000b, Abe et al. 2004, Royer & Martin 2005, Browning et al. 2007*), si on considère l'ensemble du corps.

Enfin, de récentes études ont montré que l'utilisation de sac à dos mécanisés permettant de suspendre la charge sur un système élastique tend à réduire C_W . Cependant, les effets bénéfiques de ces structures de portage se limitent aux faibles vitesses de marche (*i.e.* fréquences d'oscillation), lorsque la charge se déplace en phase avec le CM du porteur. Dans le cas contraire, ces systèmes induisent un surcoût métabolique pour une charge donnée (*Foissac et al. 2009, Xu et al. 2009*).

Une nouvelle fois, il faut rappeler que les contraintes environnementales ou opérationnelles associées à certaines activités ne permettent pas d'utiliser les méthodes de portage et les distributions des masses les plus économiques du point de vue métabolique. À titre d'exemple, le port de charges sur la tête observé chez les Africaines et les Sherpas népalais augmente la « signature physique » (*Knapik & Reynolds 2010*), ce qui expose fortement le porteur à la vue des individus environnants. Ce mode de portage apparaît donc immédiatement inutilisable et même dangereux pour le soldat.

3.3. Le cas particulier du fantassin

Bien que la littérature sur les effets physiologiques et métaboliques du portage soit assez dense, l'étude spécifique du fantassin avec son système de combat ou de marche tactique n'a fait l'objet que de très peu d'études. Par ailleurs, nous n'avons pas connaissance d'une étude publiée relative à l'effet métabolique de la distribution des masses sur le fantassin comparativement à d'autres méthodes de portage. Néanmoins, quelques travaux dédiés aux équipements militaires ont montré que le port d'un gilet pare-balles augmente C_W chez le fantassin, au même titre qu'une veste de portage (*Majumdar et al. 1997, Ricciardi et al. 2007, Ricciardi et al. 2008*). L'étude de *Pal et al. (2009)*, qui apparaît comme la plus complète du point de vue de la variété des équipements militaires portés, a également montré que la valeur brute de $\dot{V}O_2$ chez le fantassin lors de la marche suit une augmentation linéaire en fonction de la masse additionnelle portée, au même titre que lors du port d'un sac à dos. Cependant, les limites de la quantification des paramètres métaboliques en valeurs brutes ont été mentionnées précédemment. Enfin, on peut noter que la dépense métabolique totale du fantassin équipé a été étudiée lors de marches ou d'exercices de déploiement militaire de plusieurs jours (*Tharion et al. 2005, Castellani et al. 2006, Hoyt et al. 2006*), et que quelques études ont été menées en vue d'optimiser (i) la relation charge portée / vitesse de marche de manœuvre (*Knapik et al. 2004, Scott & Christie 2004, Knapik & Reynolds 2010*) ou encore (ii) la masse critique emportée en fonction de la durée d'effort (*Haisman 1988*). Ces travaux s'éloignent cependant de la problématique de cette première partie de l'introduction, à savoir des aspects aigus du portage.

Pour finir, au-delà de ces connaissances relativement faibles de l'effet aigu du port de systèmes fantassin (combat ou marche tactique) sur C_W , on peut se questionner par avance sur les effets des « systèmes fantassin futurs » qui n'ont à notre connaissance fait l'objet d'aucune étude à ce jour (que ce soit biomécanique ou physiologique). En effet, ces systèmes en développement dans un grand nombre d'armées adoptent davantage d'équipements électroniques sur la tête et le tronc du porteur et modifient ainsi la masse totale portée et sa distribution sur le corps, d'où des conséquences attendues sur les caractéristiques de la marche du fantassin.

En résumé, la mécanique de la marche peut être assimilée à un pendule inversé qui permet de minimiser le travail mécanique des muscles et les dépenses métaboliques. Le port de masses a des conséquences sur le pattern spatio-temporel, les forces de réaction au sol et augmente les coûts mécanique et métabolique de transport lors de la marche. Enfin, les effets du portage varient en fonction de la distribution des masses sur l'individu, donc du mode de portage.

Toutefois, les modes de portage optimaux des points de vues mécanique et métabolique ne sont pas forcément utilisables dans l'ensemble des activités impliquant l'emport de charges, cela pour des raisons pratiques, environnementales, de furtivité, de sécurité, etc. À titre d'exemple, la distribution des équipements sur le corps d'un fantassin dépend de ses besoins opérationnels et de protection, ce qui la rend complexe outre la masse totale emportée qui présente un caractère important (~30 % MC) à extrême (≥ 75 % MC) selon les missions.

L'exploration de la littérature a permis d'identifier un manque de connaissance considérable de l'impact aigu du port de systèmes fantassin sur la locomotion. Par ailleurs, à notre connaissance et en considérant l'ensemble des travaux sur le portage, l'investigation de C_w net lors de la marche en lien avec le travail mécanique n'a fait l'objet d'aucune étude lors du port de masses supérieures à 30 % de la MC ou organisées de façon complexe sur le corps. Dans ce contexte et en considérant la récente intégration de technologies à la dotation du soldat, il apparaît donc intéressant d'envisager cette étude combinée des effets mécanique et métabolique du port de charges chez le fantassin équipé d'un « système fantassin futur ».

PARTIE II – FATIGUE NEUROMUSCULAIRE A L'EXERCICE : EFFET DU PORT DE MASSES, DUREE D'EFFORT EXTREME, ET CONSEQUENCES LOCOMOTRICES

1. La fatigue

1.1. Définition générale

Au sens large du terme, la fatigue est un état et/ou une sensation d'affaiblissement physiologique et/ou psychique réversible par le repos. Elle peut être induite par de nombreux facteurs, parmi lesquels les pathologies et l'exercice physique occupent une place considérable. Dans ce travail, nous ne considérerons sous le terme « fatigue » que les phénomènes liés à la réalisation d'un exercice. Dans ce cadre plus spécifique, la fatigue est alors généralement définie comme une diminution de la force ou de la puissance maximale du muscle (*Gandevia 2001*), pour une stimulation donnée (*MacIntosh & Rassier 2002*) et indépendamment de la capacité de l'individu à réaliser la tâche (*Bigland-Ritchie & Woods 1984*). D'après cette définition, la fatigue est donc susceptible de limiter les performances de l'organisme, voire de provoquer l'arrêt de l'exercice. Ces différentes conséquences dépendent notamment de la nature de l'exercice (environnement, types de contractions musculaires, temps de récupérations...), de son intensité et de sa durée (*Enoka & Stuart 1992*). En ce qui concerne les causes de la fatigue, il est admis que celles-ci sont nombreuses et non exclusives, notamment parce que tous les organes peuvent être impliqués (*Ament & Verkerke 2009*). Ce travail de thèse se concentrera néanmoins sur deux aspects essentiels de la fatigue, à savoir les altérations de la fonction neuromusculaire, et les aspects subjectifs de fatigue ressentie et de perception de l'effort.

1.2. Fatigue neuromusculaire

La fatigue neuromusculaire résulte généralement de la combinaison d'un ensemble de facteurs intervenant entre le cerveau et l'ultrastructure du muscle squelettique. Classiquement, les altérations de la fonction neuromusculaire sont classées comme étant d'origine centrale (*i.e.* depuis la génération de l'ordre moteur au niveau du cortex jusqu'à la zone présynaptique de la jonction neuromusculaire) ou périphérique (*i.e.* depuis la zone postsynaptique de la jonction neuromusculaire jusqu'aux ponts actine-myosine générant la force) (Figure 14). Il est toutefois utile de préciser que les altérations d'origines centrales et périphériques sont mutuellement dépendantes puisque le recrutement des motoneurones dépend de la commande nerveuse centrale (descendante), et que la commande centrale est elle-même modulée par un ensemble de signaux afférents (incluant les réflexes) envoyés vers les centres nerveux (*Gandevia 2001*). Différentes méthodes permettent d'évaluer la fonction neuromusculaire et d'identifier l'origine des altérations en situation de fatigue, ce travail se concentrera néanmoins sur les techniques d'évaluation par électrostimulation avec étude de l'activité EMG.

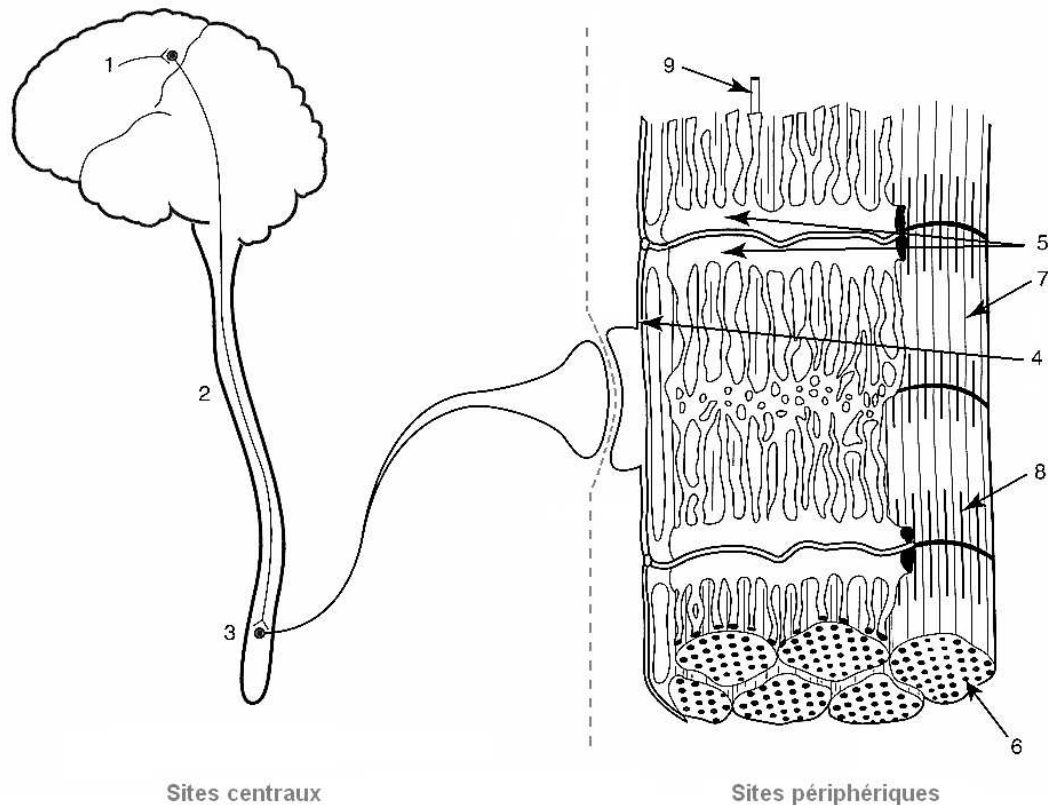


Figure 14 : Illustration schématique des différents sites pouvant participer à la fatigue neuromusculaire. Les processus de la fatigue incluent, au niveau central : (1) l'activation du cortex moteur, (2) la commande nerveuse descendante à destination des motoneurones α et (3) le muscle et les unités motrices activées ; et au niveau périphérique : (4) la transmission du potentiel d'action le long du sarcolemme, (5) le couplage excitation-contraction, (6) la disponibilité des substrats et l'accumulation de métabolites, (7) le milieu intracellulaire, (8) l'interaction entre l'actine et la myosine et (9) l'irrigation sanguine. La délimitation des sites centraux et périphériques au niveau de la synapse de la jonction neuromusculaire, telle que représentée ici, apparaît d'autant plus intéressante que la transmission synaptique n'est pas un facteur impliqué dans la fatigue neuromusculaire en situation dite physiologique (Gandevia 2001). D'après Bigland-Ritchie (1981) et Enoka (2002), voir aussi Martin (2005).

1.2.1. Origines centrales de la fatigue neuromusculaire

Comme l'illustre la Figure 14, la fatigue centrale a donc à elle seule plusieurs origines potentielles. Bien qu'ils soient encore relativement peu connus pour des raisons principalement matérielles et éthiques (exploration du système nerveux central), les mécanismes contribuant à la fatigue centrale sont ordinairement regroupés en deux catégories : supraspinaux et spinaux (Gandevia 2001). Les aspects psychologiques et perceptifs tels que la motivation, l'humeur, la tolérance à la douleur ou encore la perception subjective tiennent également une place non négligeable dans la fatigue centrale (Nybo & Secher 2004, Ament & Verkerke 2009). Cependant, pour des raisons de clarté, ceux-ci seront présentés indépendamment (cf. 1.3. ci-après) et nous nous concentrerons donc sur les aspects purement physiologiques dans cette section du manuscrit.

1.2.1.1. Mécanismes supraspinaux

La fatigue supraspinale se traduit par une diminution de l'ordre moteur descendant à destination des motoneurones α . Cette réduction de la commande nerveuse centrale est due à une diminution de l'activité du cortex moteur. Parmi les mécanismes évoqués pour expliquer ce phénomène, les principaux renvoient à des modifications biochimiques du système nerveux central, à la perfusion sanguine des structures cérébrales, à la disponibilité des substrats métaboliques ou encore à des adaptations thermodynamiques cérébrales (Nybo & Secher 2004). Ces mécanismes sont néanmoins connus pour être essentiellement impliqués dans la fatigue supraspinale lors d'exercices de durée supérieure à 30 min. Ainsi, d'autres mécanismes sont à considérer par ailleurs, en particulier les signaux périphériques provenant des fibres afférentes des groupes I à IV susceptibles d'exercer une action inhibitrice au niveau supraspinal (Amann & Dempsey 2008, Amann 2011) et d'agir parallèlement à l'étage spinal (Gandevia 2001, Martin 2005).

1.2.1.2. Mécanismes spinaux

Les signaux afférents provenant des structures périphériques, telles que les muscles, les articulations, la peau et les viscères, sont donc connus pour être responsables du développement d'une fatigue à l'étage spinal (en plus d'agir au niveau supraspinal en vue d'une adaptation de la commande motrice). Ces signaux sont transmis par les fibres afférentes des groupes I à IV (caractéristiques en Figure 15) et régulent au final l'activité du muscle par l'intermédiaire de boucles réflexes qui modulent l'excitabilité du pool de motoneurones α (Gandevia 2001, Martin 2005).

Groupe	Diamètre (μm)	Vitesse de conduction (m.s^{-1})	Récepteur	Fonction/Sensibilité à
I	12-20	79-114	Ia : fuseaux neuromusculaires	Récepteur d'étirement dynamique et statique
			Ib : organes tendineux de Golgi	Récepteur de force
II	2-16	30-65	Terminaisons secondaires des fuseaux	Récepteur d'étirement statique
III	1-16	3.6-15	Terminaisons nerveuses libres	Etirement musculaire +++ Pression locale ++ Acidose ++ Ischémie/Hypoxie ++
IV	<1	0.3-2	Terminaisons nerveuses libres	Etirement musculaire + Pression locale ++ Acidose +++ Ischémie/Hypoxie +++

Figure 15 : Classification et caractéristiques fonctionnelles des fibres afférentes. D'après Jammes & Speck (1995) et Martin (2005).

Deux principales actions de régulation de l'excitabilité du pool de motoneurones α sont considérées comme responsables de la fatigue spinale, il s'agit de la défacilitation (*Bongiovanni & Hagbarth 1990*) et de l'inhibition (*Garland 1991*). La défacilitation correspond à une diminution de l'activité des fibres afférentes Ia. En effet, ce type de fibres issues des fuseaux neuromusculaires ayant à la base une action excitatrice sur le motoneurone α , lorsque leur action est réduite, elles ne jouent alors plus leur rôle facilitateur de la contraction musculaire. L'inhibition correspond plus simplement à une action de limitation directe de l'excitabilité du motoneurone α . La participation des différents signaux afférents à la diminution de l'excitabilité des motoneurones α est difficile à cartographier et étudier car les boucles réflexes sont organisées de façon complexe à l'étage spinal, et le gain de chacune d'elles est régulé à la fois par d'autres fibres afférentes et par les centres nerveux supérieurs (*Gandevia 2001, Martin 2005*). On peut toutefois retenir (i) que l'ensemble des fibres afférentes de type I à IV participent plus ou moins directement aux mécanismes de défacilitation et d'inhibition du pool de motoneurones α (*pour une revue voir Gandevia 2001*), et (ii) qu'en raison de leurs spécificités fonctionnelles (Figure 15) ces fibres sont capables de détecter un ensemble des facteurs chimiques, thermiques, et mécaniques potentiellement néfastes pour le muscle et de l'en protéger¹ en adaptant son activité contractile depuis les centres spinaux (et supraspinaux énoncés précédemment).

1.2.1.3. Évaluation de la fatigue centrale par électrostimulation

Avant de s'intéresser à l'évaluation de la fatigue centrale par électrostimulation, il convient de rappeler le principe de cette méthode et de son utilisation chez l'homme. La découverte de l'excitabilité du muscle par l'électricité est due à Galvani en 1786, ce qui a ouvert les portes à l'électrostimulation. Ce n'est cependant qu'en 1867 avec les travaux de Duchenne de Boulogne que cette méthode a été utilisée en situation *in vivo* chez l'homme et dans un but exploratoire. Aujourd'hui l'électrostimulation est aussi appliquée à la thérapie de la douleur, à l'entraînement sportif ou encore à la récupération (en plus de l'exploration de la fonction neuromusculaire). Bien que plusieurs méthodes existent, on utilise généralement l'électrostimulation percutanée chez l'humain en raison de sa simplicité de mise en place et de son caractère peu invasif. Ce qui distingue l'utilisation de l'électrostimulation dans le cadre de l'évaluation de la fonction neuromusculaire de son utilisation dans un contexte thérapeutique ou sportif concerne l'intensité et le mode de stimulation. En effet, dans le premier cas (exploratoire), l'objectif étant souvent de provoquer la contraction maximale du muscle, les stimuli sont délivrés à des intensités supérieures au seuil moteur (génèrent des contractions). De plus, il est ordinaire de stimuler directement le nerf moteur pour évoquer la contraction du muscle lors des protocoles exploratoires. Ce dernier mode de stimulation est défini comme la neurostimulation et sera choisi pour ce travail.

¹ La notion de protection de l'intégrité de l'organisme est centrale dans la compréhension de la fatigue.

L'intérêt de l'électrostimulation dans l'exploration de la fonction neuromusculaire réside dans la possibilité d'isoler les facteurs centraux et périphériques responsables de la perte de force musculaire finale. Pour évaluer la fatigue centrale, on teste généralement le niveau d'activation maximale volontaire du muscle (*e.g. Millet et al. 2011a*). Cet indice renseigne sur la capacité du système nerveux central, incluant donc les niveaux supraspinaux et spinaux, à activer les unités motrices. La méthode la plus connue pour tester le niveau d'activation volontaire est la technique de la secousse surimposée (*twitch-interpolation* ; *Merton 1954*). Elle repose sur l'évaluation de la réponse mécanique (force ou moment de force) lors d'une contraction maximale volontaire (CMV) au cours de laquelle une stimulation électrique d'intensité optimale est interpolée au niveau du nerf moteur (l'intensité optimale correspond à l'intensité à laquelle toutes les unités motrices sont recrutées lors d'une stimulation délivrée sur le muscle relâché). Dans ces conditions, deux types de réponses peuvent être observés :

- i) soit la stimulation surimposée n'entraîne pas de gain de force, ce qui indique que les unités motrices sont recrutées/stimulées de façon maximale par le système nerveux central lors de la CMV,
- ii) soit la stimulation surimposée entraîne un gain dans la réponse mécanique, ce qui traduit alors un déficit (fatigue) de la commande nerveuse centrale pour recruter/stimuler les unités motrices.

En complément de la méthode de la secousse surimposée qui reflète donc le niveau d'activation volontaire du groupe musculaire actif dans sa totalité, d'autres indicateurs peuvent être utilisés pour témoigner de la présence de fatigue centrale à l'issue d'un exercice. Par exemple, l'étude de la réponse EMG de muscles actifs principaux est très utilisée pour renseigner des changements de niveau d'activité de ces derniers lors d'une tâche standard donnée (*e.g. CMV isométrique*) réalisée avant et après un exercice (*Millet et al. 2011a*). Toutefois, il est important de noter que l'étude des changements de l'activité EMG en situation de fatigue révèle à la fois les variations de la commande centrale et les modifications de l'excitabilité de la membrane musculaire au niveau périphérique (cf. 1.2.2.1. ci-après). Il est donc tout à fait possible d'enregistrer une forte diminution de l'activité EMG à l'issue d'un exercice, même si ce dernier n'induit pas de diminution du niveau d'activation volontaire, donc de fatigue centrale (*Millet et al. 2003b*). Il a ainsi été proposé de normaliser les données EMG par l'amplitude de l'onde M (*Duchateau 1995*). En effet, l'onde M, qui correspond à la somme des potentiels d'action musculaire évoqués par une stimulation électrique unique (cf. 1.2.2.1. ci-après), varie suivant les changements de niveau d'excitabilité du muscle. La normalisation du signal EMG par l'onde M permet donc de s'affranchir des variations d'excitabilité, et de révéler l'état de la commande centrale (*e.g. Millet et al. 2011a*). Enfin, pour rendre compte de la fatigue centrale, il est aussi possible de comparer la force lors d'une CMV à la force tétnique évoquée par des trains de stimuli à haute fréquence sur le muscle relâché. Bien que plus sûre sur le plan expérimental puisqu'elle s'affranchit des risques de stimulation hors plateau, cette technique douloureuse est cependant difficile à tolérer.

1.2.2. Origines périphériques de la fatigue neuromusculaire

Pour rappel, le muscle est constitué d'un ensemble de faisceaux regroupant eux-mêmes des fibres musculaires (Figure 16). Chaque fibre est innervée par l'axone d'un neurone moteur provenant de la moelle épinière (site central). La zone où l'axone réalise une synapse avec la fibre est définie comme la jonction neuromusculaire ou plaque motrice. C'est donc à partir de cette jonction que débutent les sites périphériques.

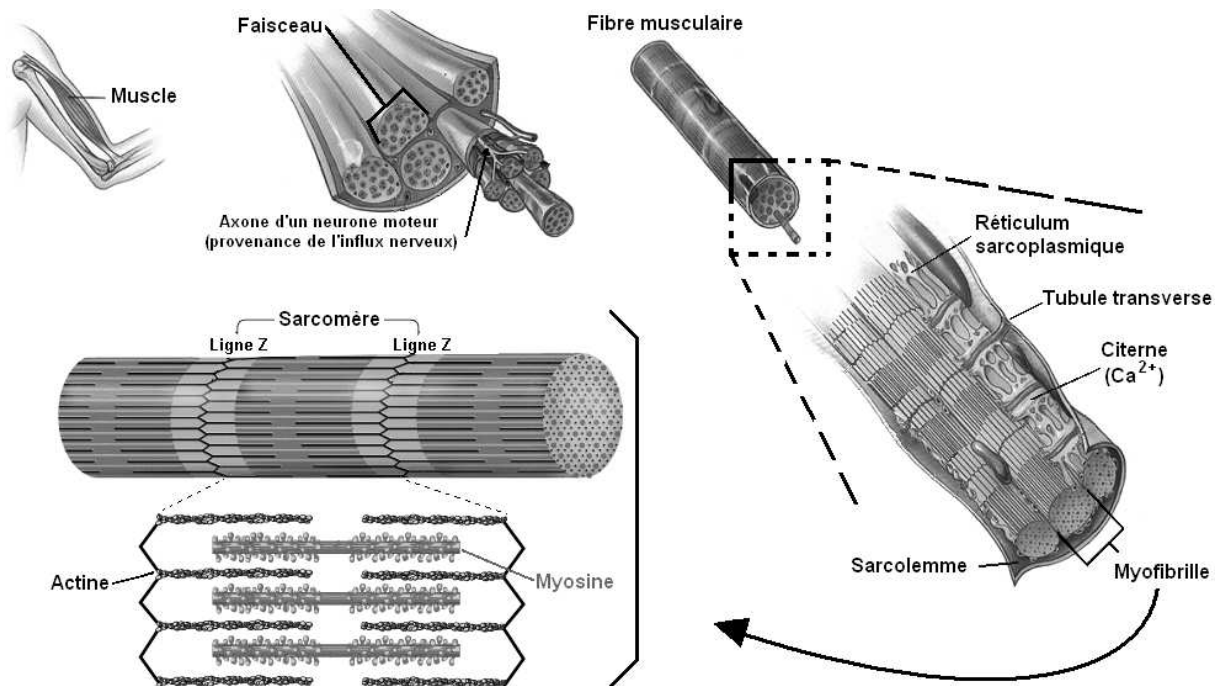
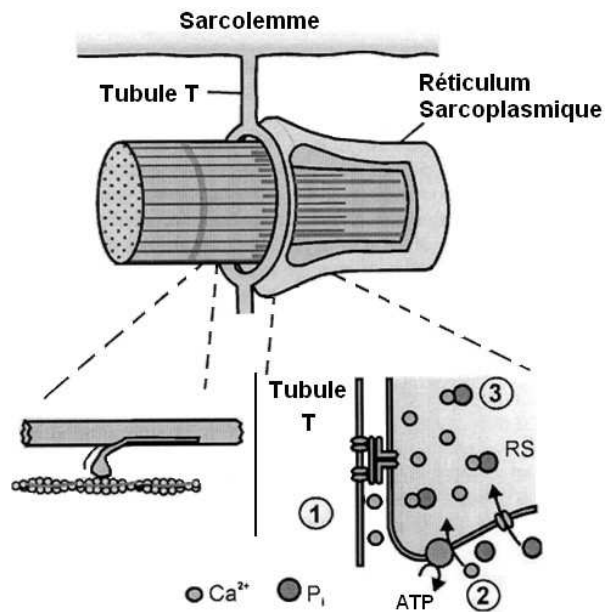


Figure 16 : Structure et organisation du muscle strié squelettique. D'après Tortora & Grabowski (1994).

Sur le plan fonctionnel, lorsqu'un influx nerveux est transmis au muscle *via* la synapse de la jonction neuromusculaire, la membrane de la fibre musculaire (sarcolemme) se dépolarise et se repolarise rapidement (mouvements d'ions sodium et potassium, *i.e.* Na⁺ et K⁺) sur une zone très localisée, ce qui crée le potentiel d'action. Ce dernier se propage alors le long du sarcolemme, puis pénètre dans des invaginations transverses à la membrane (tubules T) situées au voisinage immédiat de citernes appartenant au réticulum sarcoplasmique et contenant du calcium (Ca²⁺ ; Figure 16). Des récepteurs à la dihydropyridine situés dans la membrane des tubules T et associés à des récepteurs à la ryanodine situés eux dans la membrane du réticulum sarcoplasmique permettent ensuite une forme de conversion du message électrique (*i.e.* dépolarisation de la membrane des tubules T) en un événement mécanique d'ouverture des canaux calciques du réticulum sarcoplasmique (Figure 17).

Figure 17 : Illustration d'un tubule T (invagination du sarcolemme) et de son association avec une citerne du réticulum sarcoplasmique (RS), via les récepteurs à la dihydropyridine et à la ryanodine, permettant la libération du calcium (n°1, en bas à droite). Le calcium agit ensuite comme un signal permettant la fixation de la tête de myosine sur l'actine, ce qui crée un pont d'union (en bas à gauche). Enfin, lorsque le calcium est repompé vers le RS (n°2, en bas à droite), sa concentration intracellulaire chute et les ponts d'union se détachent. D'après Westerblad et al. (2002).



Une fois les canaux ouverts, une libération et une diffusion de Ca^{2+} a alors lieu vers le myoplasme de la fibre musculaire et agit rapidement comme une sorte de signal. En effet, en se liant à la troponine, Ca^{2+} entraîne un changement de conformation de cette molécule, ce qui provoque un changement de position de la tropomyosine au niveau des filaments fins et libère ainsi les sites de fixation de l'actine. Les têtes des filaments épais de myosine peuvent alors s'y fixer pour former des ponts d'union (Figure 17).

Une fois les ponts d'union actine-myosine créés, et grâce à la dégradation de l'énergie présente dans le milieu intracellulaire sous forme d'ATP, une suite de phénomène a lieu à la manière d'un cycle (Figure 18). La fixation actine-myosine peut être considérée comme la première étape de ce cycle. Ensuite, les têtes de myosine pivotent en direction du centre du sarcomère, ce qui génère un micro-glissement des filaments épais et fins relativement les uns aux autres. Enfin, les têtes de myosine se détachent de l'actine pour se repositionner sur le site de fixation suivant des filaments fins et répéter le phénomène de basculement/glissement (Figure 18). La somme de ces événements provoque donc un raccourcissement significatif des sarcomères, et conduit ainsi à la production de force par le muscle.

Pour finir, les pompes à Ca^{2+} de la membrane du réticulum sarcoplasmique transportent activement Ca^{2+} à l'intérieur de ce dernier (Figure 17). La concentration intramyoplasmique en Ca^{2+} chute alors fortement et Ca^{2+} lié à la troponine se détache. La troponine reprend donc sa forme initiale, ce qui implique que la position de la tropomyosine empêche de nouveau la fixation de la tête de myosine sur l'actine. Le muscle se relâche alors jusqu'à la prochaine dépolarisation.

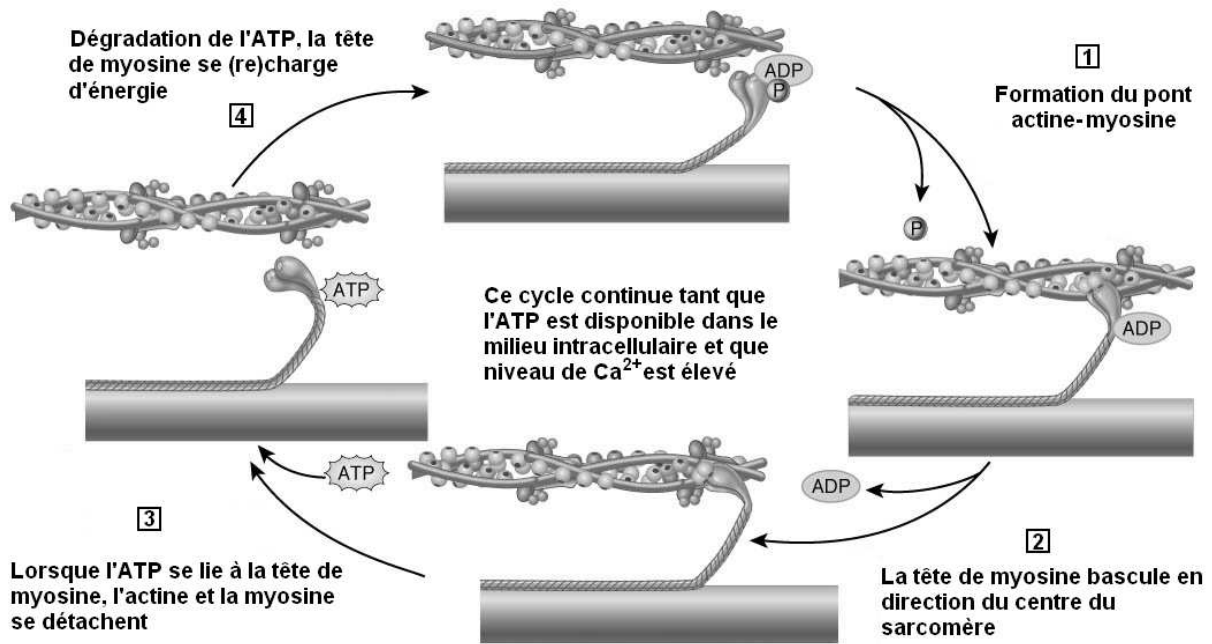


Figure 18 : Illustration des phénomènes successifs impliquant l'actine et la myosine, et conduisant au raccourcissement des sarcomères et à la production de force. Illustration d'après le site internet www.baileybio.com.

En dehors, de la transmission synaptique qui n'est pas impliquée dans la fatigue neuromusculaire à des fréquences de décharge dites physiologiques (Gandevia 2001), la fatigue périphérique concerne donc potentiellement l'ensemble des processus allant de la dépolarisation de la membrane sarcolemmale jusqu'à la production de force au niveau des ponts actine-myosine. Au regard de la littérature, il est toutefois assez répandu et admis de regrouper les causes de la fatigue périphérique selon trois origines principales et successives :

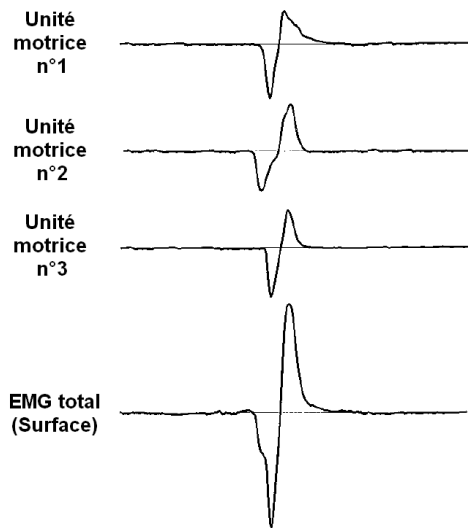
- La première origine concerne ainsi la modification de l'excitabilité du sarcolemme.
- La suivante concerne quant à elle l'altération du couplage excitation-contraction, ce dernier étant défini ici comme l'ensemble des processus allant de la dépolarisation des tubules T au largage de Ca²⁺ (Warren et al. 2001). Il est à noter que cette seconde cause de fatigue périphérique est aussi liée plus globalement à Ca²⁺ et à ses mouvements.
- Enfin, la dernière origine de la fatigue périphérique concerne les altérations de l'ultrastructure du muscle.

En accord avec cette classification, les différentes origines périphériques de la fatigue neuromusculaire seront donc abordées de façon distincte dans les trois prochaines sections.

1.2.2.1. Altération de l'excitabilité du sarcolemme

L'onde M, qui correspond à la somme des potentiels d'action musculaire évoqués par une stimulation électrique unique (Figure 19), renseigne des variations d'excitabilité du muscle, de la propagation du potentiel d'action, et de l'activité de la pompe $\text{Na}^+ - \text{K}^+$ (Fuglevand et al. 1993). Ces éléments sont toutefois interdépendants car liés aux concentrations en ions de part et d'autre de la membrane.

Figure 19 : Illustration schématique d'une onde M induite par stimulation d'un nerf moteur et mesurée à la surface de la peau (EMG total). Cette onde M correspond à la somme des potentiels d'action des unités motrices du muscle (représentés schématiquement par trois unités motrices). L'Onde M est généralement caractérisée par sa durée et son amplitude pic-à-pic. Tracés d'après Yao et al. (2000).

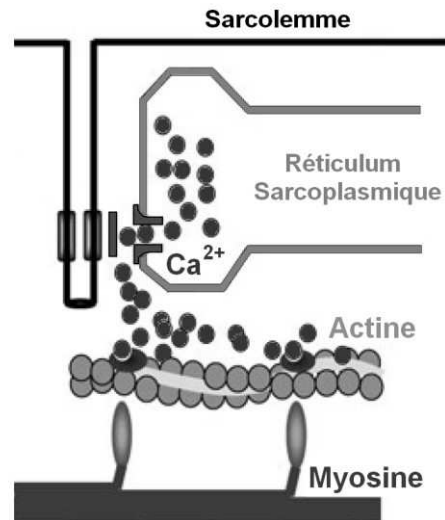


À l'issue d'un exercice, une diminution de l'amplitude de l'onde M est donc généralement synonyme d'altération de l'excitabilité du muscle et de la propagation du potentiel d'action (Fuglevand et al. 1993). Très souvent, ces altérations sont associées à des perturbations de l'état métabolique du milieu (on parle de fatigue métabolique), en particulier de l'équilibre électrolytique de part et d'autre de la membrane. Aussi, ces perturbations de l'équilibre $\text{Na}^+ - \text{K}^+$ de part et d'autre du sarcolemme seraient à leur tour responsables d'une diminution de l'activité des pompes $\text{Na}^+ - \text{K}^+$ (Yeung et al. 2002), d'où une forme de cercle vicieux favorisant la diminution d'excitabilité du muscle puisque les pompes sont responsables du rééquilibrage ionique entre les milieux intra et extracellulaires. Dans l'ensemble, les altérations de l'onde M peuvent ainsi contribuer à la perte de force (Fitts 1994).

1.2.2.2. Altération du couplage excitation-contraction

Le couplage excitation-contraction tel qu'il a été défini dans ce travail (Warren et al. 2001) fait donc référence à des processus situés, sinon à l'immédiate jonction avec les tubules T (Corona et al. 2010), à l'intérieur même de la cellule musculaire. Le Ca^{2+} tient une place centrale dans le couplage excitation-contraction (Figure 20). En situation de fatigue, des variations de la concentration, de la distribution et des mouvements de Ca^{2+} , voire même des diminutions de la sensibilité myofibrillaire au Ca^{2+} peuvent ainsi être observées (Fitts 1994, Bruton et al. 2008, voir aussi Place et al. 2010).

Figure 20 : Illustration schématique du phénomène de largage du Ca^{2+} par le réticulum sarcoplasmique et de la fixation du Ca^{2+} sur les récepteurs spécifiques de l'actine. Au niveau myofibrillaire, le Ca^{2+} agit comme un signal qui entraîne la libération des sites de fixation de l'actine sur lesquels les têtes de myosine vont pouvoir se fixer avant de pivoter pour générer la force. Une altération du couplage excitation-contraction peut donc entraîner des défaillances dans le largage du Ca^{2+} et la sensibilité myofibrillaire au Ca^{2+} . D'après Place et al. (2010).



Pour détecter une altération du couplage excitation-contraction, on s'intéresse généralement aux caractéristiques de la réponse mécanique lors de stimulations électriques délivrées sur le muscle relâché. Par exemple, lors d'une stimulation unique, une diminution de l'amplitude de la réponse mécanique associée à une prolongation du temps de contraction peut suggérer une altération du couplage excitation-contraction (Behm & St-Pierre 1997). L'indice le plus utilisé pour témoigner d'une altération du couplage excitation-contraction après un exercice reste néanmoins la présence ou non d'une fatigue de basse fréquence (FBF) (Jones 1996). Comme son nom l'indique, cette dernière se traduit par une diminution préférentielle de la force évoquée à basse fréquence de stimulation (inférieur à 20 Hz). Les causes de la FBF peuvent être une réduction du largage du Ca^{2+} par le réticulum sarcoplasmique (Hill et al. 2001) et/ou une diminution de la sensibilité myofibrillaire au Ca^{2+} (Bruton et al. 2008, voir aussi Place et al. 2010 et Millet et al. 2011a). Par ailleurs, la FBF témoigne très souvent de dommages musculaires (Jones 1996). Il n'est donc pas étonnant d'observer d'importants niveaux de FBF à l'issue d'exercices impliquant des actions musculaires excentriques importantes et répétées (Martin et al. 2005), ces derniers étant connus pour générer des altérations de l'ultrastructure du muscle (Féasson et al. 2002).

1.2.2.3. Altérations de l'ultrastructure du muscle

Les dommages de l'ultrastructure musculaire sont généralement appréhendés selon deux points de vue : les dommages à court terme observables pendant ou immédiatement après l'exercice, et les dommages à plus long terme survenant jusqu'à plusieurs jours après la réalisation de l'exercice.

En ce qui concerne les seconds, l'accumulation de Ca^{2+} dans le milieu intracellulaire qui favorise la protéolyse et les phénomènes associés à la réaction inflammatoire vont notamment participer à la dégradation des fibres musculaires au-delà de leur état d'altération de fin d'exercice (potentiellement

jusqu'à la nécrose cellulaire), voire même engendrer des dégradations non sélectives de cellules saines avoisinantes (*Gissel & Clausen 2001, Pattwell & Jackson 2004, voir aussi Martin 2005*).

En ce qui concerne les dommages à court terme, les désorganisations de la cellule musculaire observées après un exercice se situent généralement au niveau myofibrillaire. On note ainsi : (i) la déformation des lignes Z qui peuvent présenter un aspect ondulé, (ii) les lésions de la bande A sur laquelle la liaison entre les filaments d'actine et de myosine s'effectue, et (iii) le sur-étirement des sarcomères (relativement à celui des filaments de myosine) qui limite la possibilité de recouvrement actine-myosine et s'avère même parfois irréversible (*Gibala et al. 1995, Clarkson 1997, voir aussi Martin 2005*). Le plus souvent, ces désorganisations cellulaires tendent à se produire au centre des myofibrilles, le centre du muscle étant un lieu où la tension est très élevée lors de la contraction (*Morgan 1990*). D'un point de vue pratique, les deux facteurs qui entraînent le plus de lésions de l'ultrastructure du muscle sont donc la tension importante (*Warren et al. 1993*) et l'étirement du muscle (*Nosaka & Sakamoto 2001*). Si de surcroît ces facteurs sont combinés (actions excentriques), voire couplés à des chocs/vibrations (e.g. course à pied en descente), alors les dommages musculaires peuvent potentiellement atteindre les niveaux les plus critiques et ainsi engendrer des pertes de force considérables (*Féasson et al. 2002, Martin et al. 2005*).

1.2.2.4. Évaluation de la fatigue périphérique par électrostimulation

L'électrostimulation est donc couramment utilisée pour explorer la fonction neuromusculaire et permet de dissocier les origines centrale et périphérique de la fatigue. Aussi, au niveau périphérique seul, l'utilisation de différentes techniques et protocoles d'électrostimulation va permettre d'aller plus loin dans la distinction des facteurs responsables de la perte de force. Les stimulations électriques peuvent notamment être délivrées sous forme de stimuli uniques, ou de doublets ou trains de stimulations multiples. De plus, les stimulations multiples peuvent être délivrées à hautes (≥ 50 Hz) ou basses (≤ 20 Hz) fréquences. Naturellement, pour s'affranchir des modifications potentielles de la commande centrale après l'exercice, ces stimulations sont délivrées sur le muscle relâché.

Les stimulations uniques et multiples présentent d'abord un caractère complémentaire pour étudier la fatigue périphérique. En effet, si la stimulation unique du muscle permet à elle seule de répondre à de nombreuses questions sur les altérations potentielles de l'excitabilité sarcolemmale ou du couplage excitation-contraction (*Fuglevand et al. 1993, Behm & St-Pierre 1997, Millet & Lepers 2004* ; cf. aussi 1.2.2.1. et 1.2.2.2. ci-avant), cette technique présente toutefois quelques limites compensables au moins en partie par la stimulation en doublets ou trains de stimulations :

- La première limite est liée à la raideur musculaire qui peut changer en situation de fatigue et ainsi influencer le niveau de force développée lors de la secousse musculaire (*Vigreux et al. 1980*).

- La seconde est relative à la potentialisation du muscle qui, lorsqu'elle augmente, amplifie la force développée pour une stimulation unique d'intensité donnée. Pour rappel, la potentialisation apparaît après la contraction préalable du muscle et se traduit par une augmentation de la quantité de Ca^{2+} libérée par potentiel d'action. Après l'exercice, l'amplitude de la secousse est donc sous l'influence de deux facteurs aux effets opposés : la fatigue et la potentialisation (*MacIntosh & Rassier 2002*).

Pour s'affranchir de ces deux sources de biais, il est donc recommandé de stimuler le muscle dans un état potentialisé et d'utiliser les stimulations multiples moins sensibles à ces deux facteurs physiologiques, en particulier à haute fréquence de stimulation (*Kufel et al. 2002, Martin 2005*).

Par ailleurs, les données de force obtenues lors de stimulations multiples du muscle permettent d'apporter des informations supplémentaires sur la fatigue périphérique par rapport à celles obtenues lors de stimulations uniques. En particulier, l'utilisation du rapport entre les forces évoquées à basse et haute fréquence permet d'estimer la FBF, la fatigue haute fréquence et la dominance éventuelle de l'une sur l'autre (*Jones 1996*). La FBF, observée préférentiellement aux basses fréquences de stimulations, renseigne des altérations du couplage excitation-contraction et de dommages musculaires éventuels (cf. 1.2.2.2.). La fatigue haute fréquence, observée préférentiellement aux hautes fréquences de stimulations, serait en revanche associée à des altérations de l'excitabilité du sarcolemme (*Jones 1996*).

Enfin, comme nous avons pu l'entrevoir précédemment (cf. 1.2.1.3), il existe deux principales méthodes pour évoquer la contraction musculaire électriquement : la stimulation directe du muscle, et la neurostimulation qui consiste à appliquer les stimuli au niveau du nerf moteur. Bien que la première ait été utilisée dans de nombreux travaux pour évaluer de la fatigue périphérique, celle-ci présente plusieurs limites associées notamment à un phénomène de recrutement incomplet des fibres musculaires, en particulier des fibres profondes (*Binder-Macleod et al. 1995, Jones 1996, Gandevia 2001*). Ainsi, la neurostimulation peut être considérée comme la méthode de référence la plus fiable pour évaluer la fatigue périphérique (*Martin 2005*). En effet, utilisée à intensité optimale, elle permet le recrutement synchrone de toutes les unités motrices du groupe musculaire testé. Cette caractéristique explique donc son choix dans le présent travail de thèse. Il est cependant important de noter que certains nerfs moteurs sont parfois difficilement accessibles, ce qui limite alors les possibilités d'utilisation de cette technique. De plus, cette technique peut s'avérer plus inconfortable que la stimulation directe du muscle (*Martin 2005*).

1.3. Aspects subjectifs de la fatigue

Comme nous avons pu l'appréhender dans les sections précédentes, la réalisation d'un exercice s'accompagne de différents phénomènes physiologiques susceptibles de limiter la production de force musculaire, voire même de provoquer l'arrêt de l'effort. Ces phénomènes regroupés sous le terme de fatigue neuromusculaire ont la particularité d'être mesurables objectivement. Cependant, la fatigue ne peut être réduite à la seule notion physiologique objective. En effet, les aspects psychologiques ont une place non négligeable voire essentielle dans la performance, ou plus simplement dans la capacité de l'individu à réaliser/maintenir son effort.

1.3.1. Fatigue ressentie et perception de l'effort

Les aspects psychologiques de la fatigue font référence à un ensemble de processus subjectifs et cognitifs très complexes et interdépendants (Nybo & Secher 2004). On peut toutefois retenir deux notions essentielles et complémentaires pour témoigner des aspects subjectifs à l'exercice. Tout d'abord la sensation de fatigue, qui renvoie à la perception de l'état de l'organisme ou d'une partie de l'organisme (e.g. groupe musculaire). Ensuite, la notion de perception de l'effort, dont le niveau le plus critique est l'épuisement, i.e. l'incapacité à poursuivre la tâche, et qui fait donc davantage référence à la relation entre le sujet et son exercice (Ament & Verkerke 2009).

Du point de vue neuro-anatomique, les structures corticales responsables de ces sensations de fatigue et de perception de l'effort ne sont pas encore bien connues. Différentes possibilités d'organisation et de fonctionnement ont néanmoins été proposées. St Clair Gibson *et al.* (2003) ont notamment suggéré que les noyaux du tronc cérébral et de l'hypothalamus, responsables du maintien de l'homéostasie, intégreraient les messages périphériques afférents pour moduler ensuite l'activité des centres nerveux supérieurs. Aussi, ce ne serait qu'à cet étage supérieur que les messages nerveux seraient progressivement transformés en sensations de fatigue et d'effort, donc en informations consciemment perçues. D'autres auteurs situent plus précisément ce lieu de traduction des messages nerveux inconscients en sensations conscientes en arrière du sillon central, au niveau du *precuneus* (Laureys *et al.* 2004, Cavanna & Trimble 2006, voir aussi Ament & Verkerke 2009). Enfin, Ament & Verkerke (2009) ont suggéré que l'état du muscle lui-même participerait, au moins en partie, à la sensation d'effort. En effet, lorsque son activation nécessite une fréquence de décharge et/ou un recrutement plus important de motoneurones au niveau du cortex moteur pour une sortie motrice constante, celui-ci doit alors participer à l'augmentation de la perception de l'effort, et par extension de la sensation de fatigue perçue par le sujet.

Au-delà des aspects neuro-anatomiques, différents modèles ont été proposés pour traduire les liens existant entre l'état physiologique du sujet, ses sensations et sa gestion de l'effort. Parmi ces concepts, certains basés sur les aspects physiologiques considèrent que l'effort ne s'arrête que lorsqu'un stress homéostatique fort (e.g. déplétion de glycogène ou d'oxygène au niveau musculaire) est vécu par l'organisme et ressenti par le sujet (*the catastrophic failure model* ; Weir et al. 2006).

D'autres estiment en revanche que chaque sujet disposerait d'une sorte de base de données issue de son expérience pratique, et anticiperait ainsi l'effort et les sensations à traverser au cours de celui-ci. Sur cette base et en comparaison directe avec l'état physiologique et les sensations réellement vécues au cours de l'exercice, le sujet ajusterait alors l'intensité de son effort (i) soit pour optimiser sa performance en temps réel (*the teleoanticipatory system* ; Ulmer 1996), (ii) soit pour ne pas troubler l'homéostasie de l'organisme qui s'avèrerait prioritaire (*the central governor model* ; Noakes 2007).

Enfin, un modèle récent et spécifique aux efforts d'ultra-endurance suggère de façon originale que les aspects subjectifs pourraient diminuer et augmenter à la manière d'un flotteur de chasse d'eau au cours des exercices de durée extrême. Ces changements d'état subjectif seraient alors influencés par : (i) des facteurs de « remplissage de la vasque » tels que la fatigue périphérique, les inhibitions et défacilitations centrales et d'autres influences telles que la privation de sommeil, la douleur, etc., et (ii) des facteurs de « vidange de la vasque » tels que le rationnement, le repos, le sommeil, et encore d'autres influences telles que la motivation, l'anticipation de l'effort, etc. (*the flush model* ; Millet 2011).

1.3.2. Évaluation de la fatigue ressentie et de la perception de l'effort

L'évaluation des sensations d'un individu nécessite irrémédiablement des méthodes subjectives telles que les entretiens et les questionnaires. Dans le domaine de l'exercice, deux principaux outils assimilables à des questionnaires sont utilisés pour évaluer la fatigue ressentie et la perception de l'effort. D'une part, les échelles visuelles analogiques qui se présentent sous la forme de réglettes sur lesquelles les sujets placent un curseur et quantifient ainsi leur état de fatigue ou encore de douleur. D'autre part, les échelles de perception de l'effort (*rating of perceived exertion*, RPE), proposées par Borg, qui ont la particularité de lier l'effort perçu à l'intensité réelle de celui-ci. En effet, l'échelle la plus connue présente 15 points gradués de 6 à 20 (Borg 1982), correspondant ($\times 10^{-1}$) approximativement aux fréquences cardiaques de repos et maximales d'un individu en bonne santé, respectivement.

Dans ce travail, les aspects subjectifs seront considérés comme complémentaires aux données neuromusculaires objectives. De plus, pour des raisons de simplification des méthodes, l'échelle RPE sera appliquée à la sensation générale de fatigue en plus d'être appliquée à la perception de l'effort ; en respectant l'échelonnage proposé par Borg (1982). Cette dernière échelle sera donc considérée comme une échelle RPF (*rating of perceived fatigue*) en complément de l'échelle RPE.

Dans la première partie de ce chapitre introductif général (cf. Partie I – Biomécanique et coût métabolique de la marche : effets aigus du port de masses), nous avons vu que les muscles des membres inférieurs sont responsables de l'accélération du CM lors de la marche, et que le travail mécanique de ces muscles augmente lors du portage. Plus précisément, les groupes musculaires antigravitaires tels que les extenseurs du genou (EG) et les fléchisseurs plantaires (FP) sont majoritairement impliqués lors de la marche sans et avec port de masses additionnelles (*Simpson et al. 2011*). Ainsi, en considérant ces premiers éléments et au regard des limites inhérentes à l'utilisation de la neurostimulation et de l'EMG sur d'autres groupes musculaires fortement mobilisés lors du portage (e.g. muscles dorsaux), nous avons choisi de nous concentrer sur ces groupes musculaires EG et FP et en particulier les muscles *vastus lateralis* (VL) et *soleus* (SOL) dans la seconde partie de ce travail relative aux effets neuromusculaires du portage et à leurs répercussions locomotrices. Ce choix est d'autant plus justifié et intéressant que la majorité des études de la littérature relatives à la fatigue neuromusculaire lors du portage ou des efforts de longue durée s'est également concentrée sur ces muscles et groupes musculaires des membres inférieurs.

Par ailleurs, il apparaît important de préciser que nous n'avons pas connaissance de données publiées relatives à la fatigue neuromusculaire lors d'exercices combinant activité de portage et durée d'effort extrême, tel que dans le contexte militaire. En revanche, différents travaux ont traité de ces aspects de façon séparée. Par conséquent, pour compléter ce cadre théorique, ces données seront présentées de façon indépendante dans les deux sections suivantes, en accord avec la littérature.

2. Fatigue neuromusculaire à l'exercice avec port de masses

Alors que les conséquences biomécaniques, traumatologiques et physiologiques du portage sont relativement bien documentées (e.g. *Knapik et al. 1996, Nindl et al. 2002, Ainslie et al. 2005, Weeks et al. 2010, Henning et al. 2011*), l'étude de la fatigue neuromusculaire à l'issue de ce type d'exercice n'a fait l'objet que de très peu de travaux publiés. En effet, à notre connaissance, seuls deux articles ont traité directement de cette problématique ; cela plus ou moins en profondeur selon les outils de mesure et techniques expérimentales utilisés. De plus, pour ce qui est des groupes musculaires des membres inférieurs investigués dans ces deux travaux connus, seuls les EG ont été considérés.

Néanmoins, *Clarke et al. (1955)* ont tout de même montré qu'après une marche de 12,1 km réalisée en extérieur à une vitesse moyenne de 4 km.h^{-1} (soit $\sim 3 \text{ h}$ au total) et avec des masses totales emportées allant de 13 à 27 kg, des sujets militaires présentaient des réductions de force maximale isométrique de seulement $\sim 8 \%$ en moyenne au niveau des EG. Ces données présageaient donc, dès cette époque, d'un effet relativement modéré du portage de durée intermédiaire sur la fatigue neuromusculaire chez les porteurs expérimentés (soldats).

Récemment, *Blacker et al. (2010)* ont complété ces premières données par une étude relativement complète des paramètres centraux et périphériques de la fatigue neuromusculaire à l'issue d'un exercice de marche d'une durée de 2 h réalisé à $6,5 \text{ km.h}^{-1}$ sur tapis roulant avec emport d'un sac à dos de 25 kg. Ces chercheurs ont d'abord rapporté une perte de force moyenne de 15% au niveau des EG lors de CMV isométriques. Malgré la durée d'effort plus faible (2 h vs. $\sim 3\text{h}$), cette perte de force supérieure à celle observée par *Clarke et al. (1955)* peut être expliquée par la vitesse de marche sensiblement plus importante ($6,5 \text{ km.h}^{-1}$ vs. 4 km.h^{-1}) et par le niveau d'expertise au portage plus faible des sujets de cette étude récente (*Blacker et al. 2010*). En ce qui concerne les origines de la fatigue, les altérations neuromusculaires centrales et périphériques étaient relativement modérées et équilibrées (*Blacker et al. 2010*). Au niveau central, le niveau d'activation maximale volontaire des EG était diminué de $4,2 \%$ immédiatement après l'exercice. Au niveau périphérique, une FBF assez modérée était détectée à la fin de l'exercice. Cette dernière se traduisait par une diminution du rapport entre les forces évoquées à basse et haute fréquences de $4,5 \%$. Bien que modérée, cette FBF témoignait donc d'une altération du couplage excitation-contraction et de dommages musculaires potentiels (*Jones 1996*). Enfin, l'amplitude de la réponse mécanique et les temps de contraction et de semi-relâchement lors de doublets évoqués à 100 Hz sur le muscle relâché étaient réduits respectivement de $7,7 \%$, $5,2 \%$ et $3,1 \%$ immédiatement après l'exercice, confirmant la présence d'une fatigue périphérique relativement modérée.

À la lumière de ces quelques données, il apparaît donc que les conséquences neuromusculaires du portage de durée prolongée sont encore mal connues. En effet, aucune étude publiée dans la littérature scientifique ne semble avoir traité de la fatigue à l'issue d'exercices de portage d'une durée supérieure à ~3 h. De plus, aucun travail ne semble avoir investigué les aspects centraux et périphériques de la fatigue neuromusculaire à l'issue d'exercices de portages d'une durée supérieure à 2 h. Enfin, nous n'avons pas trouvé d'informations relatives aux effets du portage sur la fatigue des muscles FP, malgré l'implication significative de ces muscles lors de la marche sans et avec port de masses (*Simpson et al. 2011*). Beaucoup de questionnements restent donc en suspens sur cette problématique ; en particulier pour des efforts de portage extrêmes tels qu'observables dans le cadre militaire, à savoir : (i) réalisés sur le terrain, (ii) avec des charges sévères, et surtout (iii) de durée proche ou supérieure à 24 h (durée d'intervention typique couramment pratiquée lors des exercices et missions). Pour mieux situer cette question des effets à long terme du portage et constituer un référentiel de données plus étendu, il apparaît donc judicieux de réunir des éléments supplémentaires sur les effets d'exercices d'autre nature mais de durée proche ou supérieure à 24 h. En effet, parmi les facteurs influençant la fatigue neuromusculaire, la durée d'effort tient l'une des places majeures. Pour ce faire, les exercices d'ultra-marathon semblent relativement bien appropriés. En effet, au-delà de la durée d'effort comparable à celle des missions militaires typiques, ces exercices impliquent des déplacements à vitesse relativement modérée, et l'emport d'équipements et de rations, ce qui constitue une forme de portage bien que les masses emportées soient généralement faibles.

3. Fatigue neuromusculaire à l'exercice de durée extrême

Plusieurs études ont été menées en vue d'investiguer les effets d'exercices de durées prolongée à très prolongée (~3 h à ~12 h) sur la fonction neuromusculaire (*Millet et al. 2002, Overgaard et al. 2002, Millet et al. 2003a, Millet & Lepers 2004*). Cependant, à notre connaissance, seuls deux travaux récents se sont intéressés aux facteurs centraux et périphériques de la fatigue à l'issue d'exercices de durée extrême (~24 h ou plus).

Martin *et al.* (2010) ont ainsi montré que la réalisation d'un ultra-marathon de 24 h sur tapis roulant par des athlètes expérimentés induisait des pertes de force musculaire (CMV) d'environ 41 % et 30 % pour les EG et les FP, respectivement. Les facteurs expliquant cette fatigue très importante étaient essentiellement centraux, en particulier pour les EG. En effet, le niveau d'activation maximale volontaire était diminué de 33 % pour les EG et de 15 % pour les FP. De plus, l'activité EMG normalisée par l'amplitude de l'onde M (indice RMS.M^{-1}) était réduite de 46 % pour le VL et inchangée

pour le SOL. Mis en relation avec les données issues de précédents travaux (*Millet et al. 2002, Millet & Lepers 2004, Amann & Dempsey 2008*), les résultats de cette étude ont conduit aux interprétations et idées suivantes : (i) les EG seraient plus sensibles à la fatigue que les FP, en particulier au niveau central, même si les diminutions de commande étaient significativement corrélées entre les deux groupes musculaires, (ii) la durée d'effort influence essentiellement le niveau de fatigue centrale développée lors de tels efforts réalisés à intensité de course modérée, et (iii) les mécanismes centraux d'amplitude importante permettent de limiter l'étendue des altérations périphériques.

En effet, à l'issue de la course, la fatigue périphérique était relativement modérée (*Martin et al. 2010*). En ce qui concerne l'excitabilité sarcolemmale, la propagation du potentiel d'action et l'activité de la pompe $\text{Na}^+ - \text{K}^+$, les caractéristiques de l'onde M n'étaient significativement modifiées que pour le SOL. Concernant le couplage excitation-contraction, aucune FBF n'était détectée pour les EG ou FP. Sur ce dernier point, les auteurs ont suggéré que, malgré la durée d'effort extrême, l'intensité d'effort était certainement trop faible lors d'une telle course pour favoriser le développement d'une FBF. Enfin, la force intrinsèque des EG n'était diminuée que d'environ 10 % (non mesurée pour les FP), alors que l'amplitude de la secousse était tout de même diminuée de 25 % pour les EG, et 23 % pour les FP. Considérés dans leur ensemble, ces résultats indiquent donc une bonne préservation générale de l'état du muscle après 24 h de course. Le principal mécanisme évoqué par les auteurs pour expliquer cette limitation de l'étendue des altérations musculaires est donc la protection opérée par le système nerveux central. Aussi, en accord avec d'autres recherches, les auteurs ont suggéré que cette adaptation de la commande centrale est certainement liée aux informations afférentes transmises de la périphérie vers les étages spinaux et supraspinaux (*Taylor et al. 2006, Amann 2011*).

Plus récemment, *Millet et al. (2011b)* ont conduit une étude des conséquences neuromusculaires d'une course d'ultra-endurance réalisée en montage (Ultra-Trail du Mont Blanc, UTMB). En plus de la durée d'exercice supérieure à celle étudiée par *Martin et al.* avec $\sim 38 \pm 6$ h d'effort, considérée donc comme un facteur de fatigue centrale plus important, l'UTMB impliquait 9 500 m de dénivelés positif et négatif cumulés, ce qui représentait un facteur de fatigue périphérique et de dommages musculaires également supérieurs du fait des courses en descente et des contractions musculaires excentriques associées (*Féasson et al. 2002, Martin et al. 2005*). À l'issue de la course, ces chercheurs ont ainsi rapporté des pertes de force moyennes lors de CMV de 35 % et 39 % pour les EG et FP, respectivement. Mis en relation avec l'étude de *Martin et al. (2010)*, ces résultats indiquent que la perte de force de ces groupes musculaires tend à atteindre un plateau situé aux alentours de 40 % de déficit immédiatement après l'exercice (*Millet et al. 2011b*). Par ailleurs, les données de cette étude de l'UTMB contredisent l'hypothèse selon laquelle les EG seraient plus sensibles à la fatigue que les FP (*Martin et al. 2010*). En revanche, l'application de cette hypothèse au niveau central semble se

confirmer puisque le niveau d'activation maximale volontaire était diminué de 19 % pour les EG contre 6 % pour les FP. Ces derniers résultats relatifs au niveau d'activation maximale volontaire montrent aussi que la fatigue centrale était sensiblement inférieure après l'UTMB par rapport à l'étude des 24 h sur tapis roulant. Toutefois, la fatigue centrale restait le principal facteur d'explication de la perte de force pour les EG à l'issue de cette course en montagne (*Millet et al. 2011b*).

Si la fatigue centrale était plus modérée à l'issue de l'UTMB par rapport aux 24 h, les facteurs périphériques devaient alors tenir une place plus importante dans l'explication de la large perte de force observée après cette course en montagne, en particulier pour les FP (*Millet et al. 2011b*). En effet, à l'issue de l'UTMB l'amplitude de l'onde M était diminuée d'environ 20 % et sa durée pic-à-pic était augmentée d'environ 13 % pour le VL comme pour le SOL, témoignant d'altérations importantes de l'excitabilité du muscle et de la propagation du potentiel d'action le long du sarcolemme. La réponse mécanique lors d'une stimulation unique du muscle relâché était également modifiée après l'effort, cela dans une proportion semblable entre les EG et les FP avec ~21 % de diminution de l'amplitude de la secousse musculaire potentialisée. En revanche, lors de doublets à haute fréquence (100 Hz) la force était davantage modifiée pour les FP (-20 %) que pour les EG (-12%). Enfin, pour la première fois après un ultra-marathon, une FBF était détectée pour ces deux groupes musculaires à l'issue de l'UTMB (diminution de 10 % et 8 % du rapport entre les forces évoquées à basse et haute fréquence pour les EG et FP, respectivement). Ces dernières données témoignaient donc d'altérations présentes également au niveau du couplage excitation-contraction (*i.e.* en plus des changements de l'excitabilité sarcolemmale précédemment décrits), et de dommages musculaires (*Jones 1996*). La répétition de contractions musculaires excentriques due aux 9 500 m de dénivelé négatif cumulés a été désignée comme le facteur responsable de cette FBF observée après l'UTMB (*Millet et al. 2011b*). En effet, dans les études précédentes d'épreuves d'ultra-endurance réalisées sans dénivelé, il avait été montré qu'une intensité d'exercice modérée associée à une durée d'effort très prolongée à extrême est insuffisante pour générer ce type de fatigue (*Jones 1996, Hill et al. 2001, Millet et al. 2003a, Place et al. 2004, Martin et al. 2010*).

Au regard de ces différents éléments, il semble important de souligner les informations suivantes pour la suite de ce travail de thèse. D'abord, il apparaît que la perte de force maximale volontaire des EG et des FP peut atteindre des valeurs proches de 40 % de déficit à l'issue d'exercices de durée extrême. Ensuite, les études de l'ultra-endurance nous ont appris que la durée d'effort est un facteur important de fatigue centrale, en particulier pour les EG. Enfin, il est utile de rappeler que les contractions musculaires excentriques, induites notamment par le dénivelé lors d'efforts réalisés sur le terrain, est un facteur de fatigue périphérique importante ; en particulier de FBF synonyme d'altérations du couplage excitation-contraction et de dommages musculaires importants.

Comme nous avons pu l'appréhender dans la première partie de cette introduction générale, le port aigu de masses induit des modifications de la biomécanique de la marche, concomitantes à des augmentations du coût métabolique (cf. Partie I). Par ailleurs, à plus long terme, les exercices de portage induisent des altérations centrales et périphériques de la fonction neuromusculaire ; même si les conséquences du portage à très long terme (durée extrême) ne sont pas encore connues (cf. sections précédentes de cette Partie II). Ainsi, dans le prolongement de ces aspects neuromusculaires à long terme et pour rejoindre les aspects locomoteurs à court terme initialement présentés, nous pouvons maintenant nous questionner sur les répercussions de la fatigue (idéalement induite par des exercices de portage pour davantage de cohérence dans l'approche, et qui concerne en particulier les muscles des membres inférieurs tels que les EG et les FP choisis dans ce travail du fait de leur forte implication lors de la marche ; *Knicker et al. 2011, Simpson et al. 2011*) sur la biomécanique et le coût métabolique de la marche (Figure 21). En effet, la fatigue neuromusculaire se traduit par des altérations de l'état de la commande nerveuse et du muscle. Celle-ci est donc susceptible d'entraîner à son tour des modifications des caractéristiques de la marche. Par ailleurs, en suivant cette logique, nous pouvons également nous interroger sur l'interaction des effets éventuels de la fatigue avec ceux de la masse sur les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche (Figure 21). Ces deux aspects seront donc abordés dans la section suivante pour conclure ce chapitre introductif.

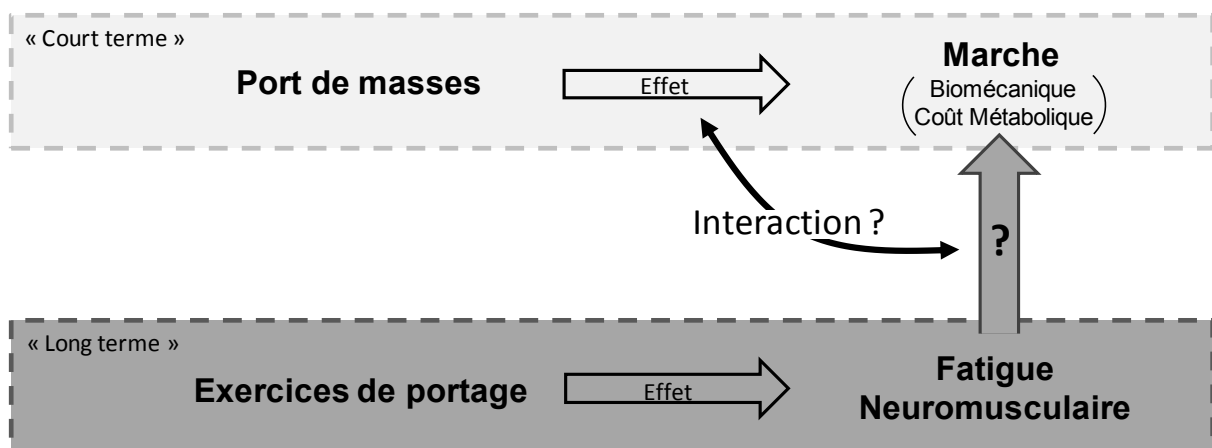


Figure 21 : Illustration schématique de la logique adoptée dans ce travail de thèse et des questions restant à aborder (voir « ? ») en suivant cette réflexion.

4. Conséquences de la fatigue sur la marche et interaction avec la masse

4.1. Effets de la fatigue sur la biomécanique et le coût métabolique de la marche

À notre connaissance, peu de travaux ont tenté de répondre à ce questionnement dans le cadre de l'étude de la marche, en particulier dans des conditions réelles ou représentatives du terrain (randonnée, mission militaire). Néanmoins, quelques études disponibles dans la littérature ont apporté des éléments intéressants et à considérer dans le présent travail.

Martin & Nelson (1986) ont notamment montré que la réalisation d'une marche prolongée avec port de charges lourdes s'accompagnait de modifications progressives de la cinématique de la marche. D'après ces chercheurs, ce résultat s'expliquait par l'augmentation progressive du niveau de fatigue neuromusculaire des sujets au cours de l'exercice. Ces premières données biomécaniques ont ensuite été complétées par une étude « en continu » des paramètres métaboliques de la marche lors d'un effort de portage de 2 h ($4,5 \text{ km.h}^{-1}$, pente = 5 %, charges de 25 kg ou 40 kg ; Epstein *et al.* 1988). Cette dernière étude indiquait que C_W augmente significativement après 100 min de marche. Cependant, cet effet n'était observé que dans la condition de portage la plus sévère (40 kg), et donc la plus intense sur le plan physiologique. En lien avec les résultats de Martin & Nelson (1986), Epstein *et al.* (1988) ont alors suggéré que (seules) des altérations importantes du pattern de marche dues à une fatigue importante pouvaient expliquer l'augmentation progressive de C_W rapportée dans leur étude. Cependant, en utilisant un design d'étude comparant les données obtenues avant et après exercice (pré/post), Bisiaux & Moretto (2008) ont récemment montré que la longueur de pas, la fréquence de pas, le temps de contact, et le temps relatif de double contact n'étaient pas significativement modifiés en condition de marche naturelle (*i.e.* sans charge portée) après une épreuve intense de course à pied de 30 min réalisée à 80 % de la capacité maximale aérobie des sujets. À l'inverse, des modifications significatives des caractéristiques de l'appui (pressions plantaires) étaient observées, en accord avec d'autres travaux de la littérature utilisant le même design d'étude pré/post, une évaluation de la marche en condition naturelle sans charge également, mais des exercices fatigants différents (Gefen 2002, Stolwijk *et al.* 2010).

Ainsi, le design d'étude (mesures continues vs. design pré/post), les conditions d'évaluation de la marche (avec vs. sans charge), le type de paramètres expérimentaux testés (cinématique vs. pressions plantaires), la nature, la durée et l'intensité de l'exercice fatigant réalisé, ou encore les muscles sollicités et leur niveau de fatigue semblent influencer les résultats. Cependant, comme le niveau de fatigue n'a pas été clairement quantifié dans ces différentes études, il reste difficile de tirer des conclusions claires sur la seule base de leurs résultats.

D'autres travaux se sont donc intéressés aux effets de la fatigue sur les caractéristiques de la marche après avoir clairement quantifié la perte de force, ou induit une fatigue spécifique de groupes musculaires cibles. Murdock & Hubley-Kozey (2012) ont par exemple montré qu'un protocole isocinétique (50 CMV concentriques à $90^{\circ} \cdot s^{-1}$) visant à fatiguer les EG, induisait des modifications de la cinématique du genou et augmentait le risque de chutes et de blessures lors de la marche. Parijat & Lockhart (2008) ont quant à eux montré qu'une perte de force de 60 % au niveau des EG (induite par la répétition de CMV excentriques à $60^{\circ} \cdot s^{-1}$) augmentait le rapport entre les forces horizontales et verticales ainsi que la vitesse de contact pied/sol, témoignant ainsi d'un risque de chutes et de blessures musculo-squelettiques plus élevé en situation de fatigue extrême de ce groupe musculaire.

Cependant, la limite de ce type de protocoles visant à fatiguer des muscles cibles concerne cette fois leur réalisme, *i.e.* la représentation du contexte réel d'exercice (Knicker *et al.* 2011). En effet, il est peu probable d'observer des pertes de force de 60 %, de surcroît localisées sur un seul groupe musculaire tel que les EG dans des conditions réelles d'exercice, aussi extrêmes et/ou spécifiques soient-elles.

4.2. Interaction de la fatigue et de la masse sur les caractéristiques de la marche

Quelques études se sont intéressées à la fois aux effets de la fatigue, du port de masses et de l'interaction potentielle entre ces deux facteurs sur les caractéristiques de la marche. Le caractère très récent de ces publications témoigne d'un intérêt actuel vis-à-vis de cette problématique. Toutefois, ceci explique également qu'aucune étude relative aux aspects métaboliques n'est disponible à ce jour. Nous nous concentrerons donc sur les aspects biomécaniques dans cette dernière section.

Qu & Yeo (2011) ont d'abord montré que la variabilité de la largeur du pas, et l'amplitude des mouvements du tronc et de la hanche augmentent significativement en situation de fatigue (avant vs. après la réalisation d'une course sur tapis roulant induisant un niveau de RPE égal à 17) et de la charge (masses de 0 kg, 7,5 kg et 15 kg). En revanche, ces auteurs n'ont pas rapporté d'effet d'interaction entre ces deux variables dépendantes sur les paramètres biomécaniques de la marche précités. En d'autres termes, l'effet de la masse n'était pas différent avant ou après l'effort fatigant, et réciproquement, l'effet de la fatigue sur la marche n'était pas dépendant de l'emport ou non d'une masse additionnelle par les sujets. Pour expliquer cette absence d'interaction, Qu & Yeo (2011) ont suggéré que les facteurs charge et fatigue agiraient sur des aspects « physiques » différents. La fatigue agirait ainsi sur les capacités physiologiques du corps (diminution de la force, baisse du contrôle des mouvements, etc.), et la charge agirait de son côté sur la dynamique corporelle (changement de la position du CM, limitation des mouvements, etc. ; Qu & Yeo 2011, Qu 2012).

Très récemment, ces premiers résultats ont été complétés par deux études apportant des informations plus larges, notamment en termes de paramètres investigués et de représentation des conditions de terrain (*Simpson et al. 2012, Wang et al. 2012*). *Simpson et al. (2012)* ont étudié à la fois les aspects cinématiques (paramètres spatio-temporels et amplitude des mouvements articulaires) et cinétiques (taux de charge, impulsions, amplitude des forces dans les trois dimensions de l'espace) de la marche à vitesse librement choisie, lors du port de masses correspondant à 0 %, 20 %, 30 % et 40 % de la MC des sujets, et cela avant et après 2, 4 et 8 km de marche réalisée en extérieur. Ces auteurs ont montré que la majorité des paramètres cinématiques et cinétiques de la marche était significativement modifiée par la charge d'une part, et par la fatigue (*i.e.* distance) d'autre part. Ces derniers n'ont cependant pas observé d'effet d'interaction entre les deux facteurs, en accord avec les études précédentes (*Qu & Yeo 2011, Qu 2012*). *Wang et al. (2012)* ont également rapporté des résultats concordant avec ces différentes études, à savoir un effet significatif des facteurs charge (0 vs. 32 kg) et fatigue (avant vs. après un protocole fatiguant spécifiquement les EG et les FP) mais aucune interaction entre ces facteurs principaux sur les paramètres cinétiques de la marche réalisée à 6 km.h⁻¹ sur tapis roulant.

D'après ces différents résultats, il apparaît donc que la fatigue et le port de masses agissent de manière « indépendante » sur les paramètres cinématiques et les forces de réaction au sol lors de la marche. En gardant la logique proposée par *Qu & Yeo (2011)* à l'esprit, nous pouvons toutefois encore nous interroger sur l'influence de ces facteurs principaux et de leur interaction sur les paramètres métaboliques et le travail mécanique de la marche, notamment à l'issue d'exercices de portage de durée extrême induisant potentiellement des niveaux de fatigue importants.

En résumé, la fatigue neuromusculaire à l'exercice résulte de la combinaison d'un ensemble de facteurs interdépendants intervenant entre le cortex moteur et la plaque motrice (niveau central), et entre le sarcolemme et la machinerie contractile du muscle (niveau périphérique), conduisant ainsi à la perte de force. Différentes techniques, dont l'électrostimulation et les mesures EMG associées à la mesure de la réponse mécanique du muscle, permettent d'évaluer la fonction neuromusculaire et d'identifier les origines centrales et/ou périphériques des altérations en situation de fatigue. Grâce à ces outils, il a été montré que les principaux facteurs responsables de la perte de force musculaire après un exercice sont généralement la fatigue centrale, les altérations du couplage excitation-contraction et les dommages musculaires. Cependant, la fatigue et ses origines varient selon la nature de l'exercice réalisé, son intensité, sa durée ou encore le régime de contraction principal impliqué par celui-ci.

Les missions militaires se caractérisent par le port de masses sévères (~50 % MC) pendant des durées d'effort extrêmes (~24 h). L'exploration de la littérature a permis de montrer que les conséquences de ces deux perturbations et sources de fatigue n'ont été considérées que de façon séparée jusqu'à présent. De plus, tous les travaux relatifs aux effets neuromusculaires du portage ont été conduits en laboratoire ou lors d'efforts de durée inférieure à ~3 h, ce qui n'a pas permis de considérer l'influence des facteurs environnementaux et de la perturbation du sommeil observables en conditions opérationnelles réelles. Dans ce contexte, il apparaît donc nécessaire d'envisager une étude des effets combinés du port de charges sévères et d'une durée d'exercice extrême sur la fatigue neuromusculaire du soldat, cela dans des conditions de terrain visant à simuler au mieux l'environnement d'une mission militaire réelle.

Par ailleurs, compte tenu des liens existants entre le portage, la fatigue, et les perturbations de la locomotion et risques de blessures associés, il semble intéressant et justifié de profiter de ce contexte d'étude « écologique » et représentatif de la réalité pour explorer pour la première fois les répercussions d'un exercice de portage de durée extrême sur les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche. En effet, ces éléments permettront de tendre vers une analyse plus exhaustive de la problématique des effets à long terme du portage.

OBJECTIFS & HYPOTHESES

Au regard des éléments et manques rapportés dans la première partie du chapitre introductif, le premier objectif de ce travail de thèse était de caractériser les effets aigus du port d'équipements de fantassin sur la biomécanique et le coût métabolique de la marche.

Dans ce but :

- une étude a été conduite en laboratoire et des soldats expérimentés ont été inclus comme sujets.
- un système fantassin a été utilisé selon deux configurations représentatives de la réalité opérationnelle : Combat (charge importante, ~30 % de la MC) et Marche d'approche tactique (charge sévère, ~50 % de la MC), et comparé à une condition de référence sans charge.
- les paramètres métaboliques de la marche (C_W et $C_{W,MT}$ bruts et nets) ont été étudiés en lien direct (rendement locomoteur) avec les paramètres cinétiques (W_{ext} , $W_{ext,MT}$, $W_{int,dc}$, $W_{int,dc,MT}$, transfert d'énergie mécanique), et les paramètres spatio-temporels ont également été considérés.

Les hypothèses testées lors de cette première étude étaient les suivantes :

- Le port d'équipements de fantassin de combat et de marche d'approche tactique devrait affecter conjointement le coût métabolique et le travail mécanique de la marche.
- Les altérations locomotrices induites par le port des équipements de fantassin (distribution spatiale des masses complexe) devraient être plus importantes que celles rapportées lors du port de masses distribuées symétriquement autour de la taille du porteur, ce dernier mode de portage étant considéré comme le moins perturbant sur les plans métaboliques et biomécaniques.

Dans le prolongement de ce premier objectif et au vu des manques rapportés dans la deuxième partie de l'introduction, le second objectif de ce travail était d'étudier les conséquences neuromusculaires d'un exercice de portage militaire de durée extrême, ainsi que ses répercussions locomotrices.

Dans ce but :

- une mission militaire typique d'une durée de 21 h impliquant l'emport continu de charges importantes à sévères (~30 % à ~50 % de la MC, respectivement) a été simulée dans un environnement extérieur, et ce en vue aussi de représenter au mieux la réalité opérationnelle.
- la fonction neuromusculaire a été étudiée pour deux groupes musculaires locomoteurs majoritairement impliqués dans la marche (*i.e.* EG et FP), avant et après la mission de 21 h.
- les paramètres spatio-temporels, cinétiques et métaboliques de la marche ont été étudiés avant et après la mission, selon les trois configurations d'équipement testées lors de la première étude.
- les mêmes soldats expérimentés ont été inclus dans l'étude et équipés du système fantassin.

Les hypothèses testées lors de cette seconde étude étaient les suivantes :

- Comparées aux données rapportées à l'issue d'ultra-marathons, les altérations neuromusculaires devraient être plus modérées après la mission, en particulier au niveau périphérique du fait notamment d'actions musculaires excentriques moins importantes (*i.e.* marche vs. course).
- À la fin de la mission militaire simulée, la fatigue et les altérations neuromusculaires centrales et périphériques devraient être d'amplitude plus importante que celles rapportées à l'issue d'exercices de portage de durée inférieure à ~3 h, cela en raison notamment :
 - de la durée d'exercice plus importante (niveau central)
 - des charges portées plus importantes (niveau périphérique)
 - des perturbations environnementales associées à la mission, telles que les troubles du rythme et de la durée du sommeil, le dénivelé, etc. (niveaux central et périphérique)
- Sous l'effet de la fatigue (attendue), les caractéristiques de la marche devraient changer à l'issue de la mission militaire, notamment sur le plan biomécanique.
- Aucun effet d'interaction ne devrait être observé entre la fatigue (attendue à l'issue de la mission) et le port de masses militaires sur les caractéristiques mécaniques et métaboliques de la marche.

La suite de ce travail de thèse sera divisée en deux parties, en accord avec la structure du chapitre introductif général et les objectifs et hypothèses de travail. Une première étude traitera donc des effets biomécaniques et métaboliques aigus du portage militaire, et une seconde étude examinera les conséquences neuromusculaires et locomotrices du portage militaire de durée extrême.

Néanmoins, pour davantage de clarté et de confort de lecture, les éléments méthodologiques généraux et communs aux deux études de ce travail de thèse seront regroupés au préalable dans un chapitre de méthodologie générale.

De ce fait, pour chacune des deux parties qui suivront la méthodologie générale, la structure suivante sera adoptée :

- D'abord, le déroulement et la méthodologie spécifique de l'étude seront présentés.
 - Ensuite les résultats de l'étude seront détaillés.
 - Enfin, les résultats seront discutés et confrontés aux hypothèses de travail initiales.
-

METHODOLOGIE GENERALE

Les éléments méthodologiques généraux et communs aux deux études à suivre sont présentés ici afin de ne pas être répétés. Pour une vue d'ensemble des protocoles réalisés, le lecteur peut se référer à la section « Méthodologie spécifique » de ces deux études (cf. p.71-72 et p.90-93, respectivement).

1. Considérations éthiques

Tous les sujets inclus dans ce projet de recherche ont donné leur consentement écrit pour y participer, cela après avoir été pleinement informés de ses détails. Les études ont été conduites en accord avec la déclaration d'Helsinki. L'ensemble du protocole et des méthodes a été approuvé par le Comité de Protection des Personnes local (CPP Sud-Est 1) avant la réalisation du travail. Enfin, ce projet a été enregistré au niveau international sur le site <http://clinicaltrial.gov> sous la référence NCT01127191.

2. Sujets

Un groupe de dix hommes a été inclus pour les deux études de ce travail. Aucun n'a demandé à arrêter ou n'a été exclu avant la fin des expérimentations. Les sujets étaient d'anciens militaires récemment retirés de la Légion étrangère française pour la majorité ($n = 7$). Dans l'ensemble, ils avaient une expérience opérationnelle de $14,1 \pm 8,3$ ans, et pratiquaient des activités physiques régulières ($5,45 \pm 2,75$ h / semaine). Aucun sujet ne présentait de pathologie musculaire, articulaire ou osseuse récente pouvant interférer avec les exercices et les mesures biomécaniques, physiologiques ou neuromusculaires pratiquées au cours des recherches. De même, aucun sujet ne recevait de médication pouvant influencer les paramètres mesurés ou interférer dans la réalisation des efforts définis par le protocole général. Les caractéristiques et informations sur les sujets ont été recueillies lors d'une session d'inclusion (cf. 3.1. ci-après) indépendante des sessions de mesures spécifiques.

Paramètre (unité)	Moyenne \pm Ecart type
Age (années)	$38,9 \pm 8,9$
Taille (cm)	177 ± 5
Longueur des membres inférieurs (cm)	$90,9 \pm 3,6$
Masse corporelle (kg)	$82,9 \pm 9,3$
Indice de masse corporelle ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-2}$)	$26,7 \pm 2,2$
Pourcentage de masse grasse (%)	$19,4 \pm 3,1$
Fréquence cardiaque maximale (bpm)	190 ± 17
$\dot{V}\text{O}_{2\text{max}}$ ($\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$)	$3,53 \pm 0,36$
$\dot{V}\text{O}_{2\text{max}}$.masse corporelle ⁻¹ ($\text{mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$)	$42,3 \pm 5,2$
$\dot{V}\text{O}_{2\text{max}}$.masse maigre ⁻¹ ($\text{mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$)	$52,4 \pm 5,4$

Tableau 1 : Paramètres anthropométriques et cardio-respiratoires mesurés lors de l'inclusion des sujets.

3. Outils et méthodes

3.1. Caractérisation des sujets

3.1.1. Paramètres anthropométriques

La taille des sujets a été mesurée au demi-centimètre près à l'aide d'une toise médicale murale de 2,5 mètres. Les sujets se tenaient adossés au mur en position debout, pieds joints, bras le long du corps avec le regard à l'horizontale. Un même expérimentateur ajustait alors la longueur du ruban jusqu'à ce que l'élément mobile de la toise soit en contact avec le sommet du crâne. Le relevé de la valeur était fait manuellement puis archivé sur informatique.

La longueur des membres inférieurs des sujets a été mesurée au demi-centimètre près à l'aide d'un mètre-ruban. Les sujets se tenaient debout et le médecin investigateur de ce projet de recherche mesurait la distance séparant le grand trochanter du sol. Une fois relevées, les valeurs ont également été archivées sur informatique.

La MC des sujets (en kg) a été mesurée à l'aide d'un pèse-personne mécanique à colonne (Bascule type 286, Chollet, La Talaudière, France). Les sujets se tenaient debout et immobiles sur le pèse personne pendant qu'un même expérimentateur ajustait des contrepoids coulissants jusqu'à l'obtention de la valeur de MC à 100 g près. Le relevé de la valeur était fait manuellement puis archivé sur informatique.

L'indice de masse corporelle (IMC) des sujets (en kg.m^{-2}) a été calculé d'après la formule : $\text{IMC} = \text{MC} / \text{Taille}^2$ où la MC est exprimée en kilogrammes et la taille en mètres élevés au carré.

Enfin, le pourcentage de masse grasse corporelle des sujets (en %) a été évalué indirectement à partir de la mesure des plis cutanés réalisée à l'aide d'une pince de Harpenden (Indicateurs britanniques, West Sussex, Royaume-Uni) et d'équations de prédiction de la densité corporelle et du pourcentage de masse grasse corporelle. Pour la mesure des plis cutanés, les sujets se tenaient en position debout pendant que le médecin investigateur réalisait une triple mesure des plis cutanés bicipitaux, tricipitaux, sous-scapulaires et supra-iliaques sur les côtés gauche et droit du corps (soit six mesures pour chacune des zones corporelles). À partir des quatre valeurs moyennes de plis cutanés et en tenant compte du sexe, de la MC et de l'âge du sujet, la densité corporelle des sujets était calculée à l'aide des équations prédictives proposées par Durnin & Womersley (1974). Enfin, sur la base de ces dernières valeurs, le pourcentage de masse grasse était calculé à partir des équations prédictives proposées par Siri (1956).

3.1.2. Paramètres cardio-respiratoires

Les paramètres cardio-respiratoires de fréquence cardiaque maximale (FC_{\max}) et de consommation maximale d'oxygène ($\dot{V}O_{2\max}$) des sujets ont été obtenus lors d'une épreuve d'effort standard réalisée sur tapis roulant. Celle-ci consistait en un exercice incrémental de course à pied avec paliers progressifs de 3 min, séparés par 1 min destinée à la récupération et à la réalisation de micro-prélèvements de lactate qui témoignaient de l'intensité de l'exercice et de son évolution éventuelle vers un métabolisme anaérobie. La vitesse du premier palier était fixée à 10 km.h⁻¹ (pente à 0 %) et l'incrément de vitesse était de 1,5 km.h⁻¹ par palier jusqu'à épuisement du sujet. L'épreuve d'effort était réalisée par du personnel qualifié et expérimenté.

Lors de cette épreuve, la fréquence cardiaque (FC, en bpm) était mesurée en continu grâce à un électrocardiogramme à trois voies (Cardiotest EK51, Hellige GMBH, Freiburg, Allemagne). La FC_{\max} retenue correspondait à la valeur maximale de FC maintenue pendant 10 s au dernier palier de l'épreuve d'effort.

$\dot{V}O_2$ était mesuré lors des 30 dernières secondes de chaque palier de 3 min de l'épreuve d'effort. Pour cela, les sujets respiraient au travers d'un embout buccal à 2 voies (Séries 2700, Hans Rudolph, Kansas City, MO, États-Unis) permettant à l'air ambiant d'arriver vers la bouche et aux gaz expirés d'être recueillis dans des sacs de Douglas de 100 L. Un pince-nez était porté pendant toute la durée des acquisitions afin de recueillir la totalité des gaz expirés au niveau de la bouche. Un système de robinets à 3 voies équipé de chronomètres permettait de contrôler l'ouverture et la fermeture des sacs de Douglas et de déterminer ainsi précisément ($1/100^{\text{ème}}$ de s) la durée du recueil. Une fois le recueil effectué, un même expérimentateur procédait à la détermination des teneurs en gaz de l'air ambiant et des sacs de Douglas au moyen d'un analyseur infrarouge (Normocap Datex, Helsinki, Finlande) pour les teneurs en CO₂, et d'un analyseur paramagnétique (Cellule 1155B, Servomex, Crowborough, Angleterre) pour les teneurs en O₂. La comparaison des deux milieux (air ambiant vs. sacs) permettait d'en déduire l'O₂ consommé et le CO₂ produit par le sujet. La validité des analyses était assurée par l'étalonnage des analyseurs au moyen de mélanges gazeux de référence dont la composition avait été préalablement déterminée par la méthode de Scholander (1947). Enfin, un spiromètre de Tissot (Gymrol, Roche-la-Molière, France) servait à la mesure du volume des gaz expirés dans les sacs de Douglas. $\dot{V}O_2$ (en L.min⁻¹) était calculé à partir du temps de recueil, du volume de gaz expiré et de la fraction d'O₂ consommé. La valeur de $\dot{V}O_{2\max}$ retenue correspondait à la valeur moyenne de $\dot{V}O_2$ obtenue sur 30 s lors du dernier palier de l'épreuve d'effort. Enfin, $\dot{V}O_{2\max}$ était exprimé en fonction de la MC ($\dot{V}O_{2\max} \cdot MC^{-1}$, en mL.kg⁻¹.min⁻¹) et de la masse maigre ($\dot{V}O_{2\max} \cdot \text{masse maigre}^{-1}$, en mL.kg⁻¹.min⁻¹) du sujet évalué.

3.2. Analyse de la marche

3.2.1. Biomécanique de la marche

Les paramètres mécaniques de la marche ont été étudiés à l'aide d'un tapis roulant instrumenté (ADAL, HEF Tecmachine, Andrézieux-Bouthéon, France) permettant la mesure des forces de réaction du sol dans les trois dimensions de l'espace. Ce tapis de marche consistait en deux armatures identiques et indépendantes, chacune équipée d'une bande de roulement, séparées par un espace de 7 mm (Figure 22.b. et c.). Une armature servait donc à la mesure des forces exercées par le sol sur le pied droit, et l'autre servait à la mesure des forces exercées par le sol sur le pied gauche (Figure 22.a.). Pour une description détaillée de la validation scientifique du tapis roulant pour des protocoles de recherche chez l'humain, nous invitons le lecteur à se référer à l'article de Belli *et al.* (2001).

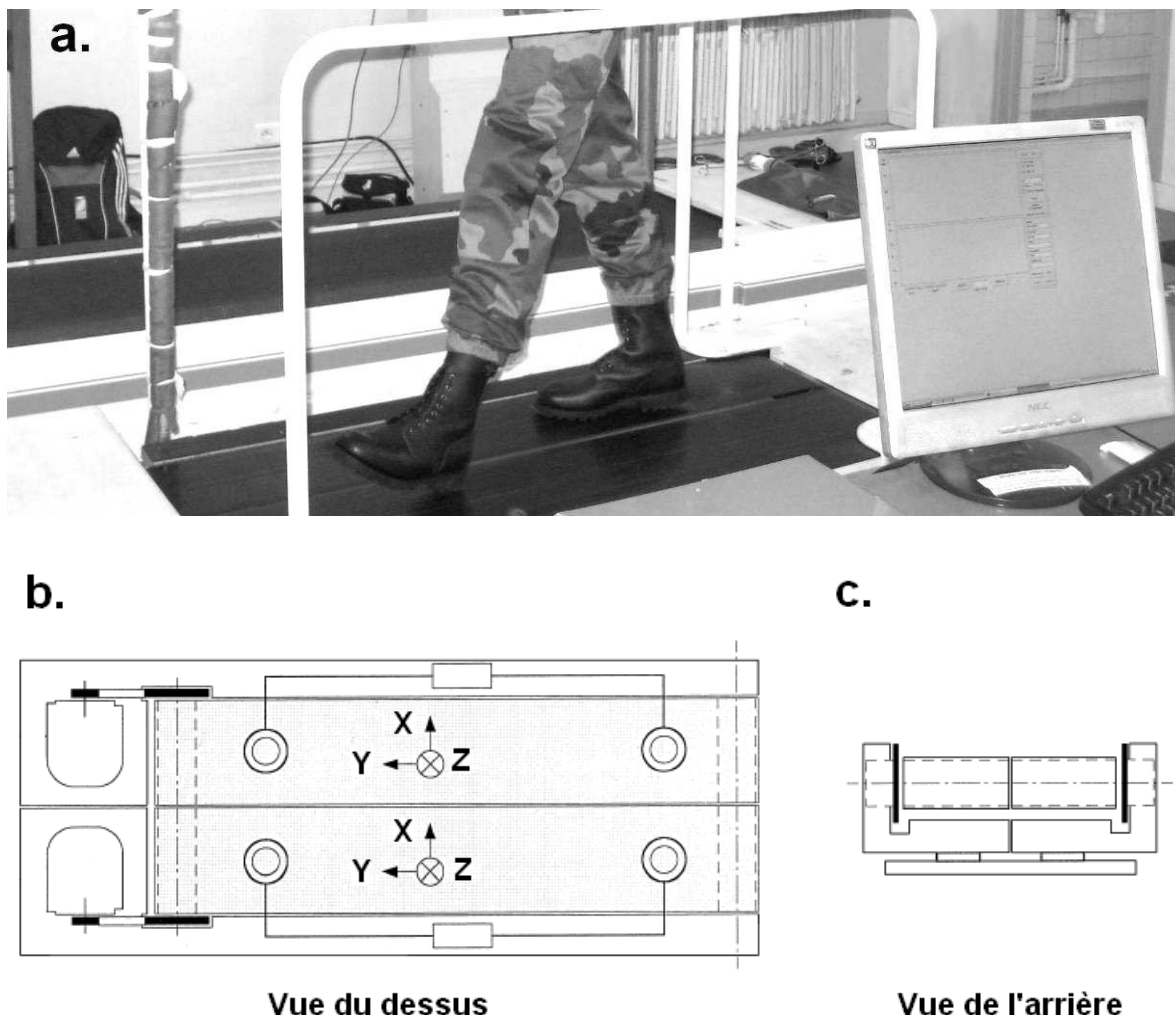


Figure 22 : Photo d'un sujet marchant sur le tapis roulant instrumenté (a), et schémas de la structure du tapis vue du dessus (b) et de l'arrière (c). Sur la photo (a), on note que chaque pied du sujet arrive naturellement en contact avec une seule bande de roulement du tapis, permettant ainsi la distinction des forces exercées par le sol sur chaque pied. D'après Belli *et al.* (2001).

Le recueil des données mécaniques de la marche a été réalisé sur une plage temporelle de 20 s, et cela 90 s après le début de chaque essai pour assurer la stabilisation préalable du pattern de marche du sujet. Les sujets n'étaient pas prévenus du moment de la mesure afin de tendre vers une marche la plus naturelle possible sur le tapis (Morin et al. 2009). La fréquence d'échantillonnage des capteurs était fixée à 200 Hz et un filtre passe-bas de 30 Hz était utilisé pour éliminer le bruit lié au roulement des bandes du tapis (Belli et al. 2001).

Après une vérification visuelle des données par un même expérimentateur, l'analyse de celles-ci était réalisée sur les cinq premiers cycles de marche consécutifs de l'enregistrement ; un cycle de marche (ou foulée) étant défini comme la période séparant deux contacts consécutifs du talon droit et identifié à partir du signal vertical des forces de réaction du sol. Les paramètres mécaniques étaient calculés pour chacun des cinq cycles de marche enregistrés, puis moyennés afin de décrire un cycle de marche type avec son écart type, pour chaque sujet et chaque condition testée.

3.2.1.1. Paramètres spatio-temporels

Les paramètres spatio-temporels de la marche ont été calculés à partir du signal de force verticale de réaction du sol. Le temps de cycle (en s) était délimité par deux contacts consécutifs du talon droit sur le tapis. Le temps de contact du pas (temps de contact, en s) correspondait à la période séparant le contact du talon droit et la fin du contact du pied droit (lorsque la pointe du pied droit quittait la bande du tapis). Un temps d'appui relatif (en %) a également été calculé selon l'équation :

$$\text{Temps d'appui relatif} = 100 \times \frac{\text{Temps de contact}}{\text{Temps de cycle}} \quad [1]$$

Le temps de double contact (pendant lequel les deux pieds sont en contact avec le sol) a été calculé selon la même méthode [1] pour être exprimé en fonction (i.e. en %) du temps de cycle. Il correspondait aux deux phases du cycle de marche durant lesquelles des forces verticales étaient mesurées simultanément sur les deux armatures du tapis. Le temps d'appui monopodal (en %) a également été exprimé en fonction du temps de cycle et correspondait aux deux phases du cycle durant lesquelles des forces verticales n'étaient mesurées que sur une armature du tapis. Enfin, la fréquence (en Hz) et la longueur (en m) du pas ont été calculées comme suit :

$$\text{Fréquence de pas} = \frac{1}{(\text{Temps de cycle} / 2)} \quad [2]$$

$$\text{Longueur de pas} = \text{vitesse de marche} \times \frac{\text{Temps de cycle}}{2} \quad [3]$$

3.2.1.2. Paramètres cinétiques

Les accélérations du CM dans les directions verticale, antéropostérieure et médio-latérale ont été calculées à partir des forces de réaction du sol correspondantes mesurées par le tapis instrumenté, en accord avec la loi de la dynamique. Les vitesses du CM dans les directions verticale, antéropostérieure et médio-latérale étaient ensuite calculées grâce à une intégration trapézoïdale des accélérations correspondantes, en accord avec la méthode de Cavagna (1975). E_{cin} (en J) et E_{pot} (en J) instantanés ont été calculés comme suit :

$$E_{cin} = \frac{1}{2} \times MT \times v^2 \quad [4]$$

$$E_{pot} = MT \times g \times h \quad [5]$$

où MT, la masse du sujet avec son équipement éventuel, est exprimée en kg ; v (en $m.s^{-1}$) est la vitesse résultante du CM déterminée à partir de ses composantes verticale, antéropostérieure et médio-latérale ; g (en $m.s^{-2}$) est la constante gravitationnelle ; h (en m) est la position verticale du CM relativement au moment du contact talon, calculée par intégration de la vitesse verticale du CM.

E_{tot} instantané (en J) a ensuite été obtenu par la somme d' E_{cin} et E_{pot} instantanés.

W_{ext} (en $J.m^{-1}$) a été obtenu par la somme des incréments positifs d' E_{tot} au cours du cycle de marche ramenée à la longueur de la foulée (en m). W_{ext} a également été divisé par la MT pour obtenir W_{ext} par unité de masse totale en mouvement ($W_{ext,MT}$, en $J.kg^{-1}.m^{-1}$). Cette méthode de calcul de W_{ext} correspondait donc à la méthode de Cavagna *et al.* (1963), autrement nommée CLM. Le calcul de W_{ext} a ensuite été complété par le calcul de $W_{int,dc}$ (Bastien *et al.* 2003) expliqué ci-après, ce qui tend vers le calcul de W_{ext} ILM (Donelan *et al.* 2002a,b).

Le pourcentage d'énergie mécanique du CM transféré par le mécanisme de pendule inversé (en %) a été calculé selon l'équation suivante, en accord avec Schepens *et al.* (2004) :

$$\text{Energie transférée} = 100 \times \frac{W_{cin} + W_{pot} - W_{ext}}{W_{cin} + W_{pot}} \quad [6]$$

où W_{ext} est exprimé en J ; W_{cin} et W_{pot} (tous deux en J) représentent respectivement le travail cinétique et potentiel du CM obtenus par la somme des incréments positifs d' E_{cin} et E_{pot} .

$W_{int,dc}$, qui ne participe pas directement au changement de niveau d'énergie du CM du fait des travaux mécaniques positif et négatif réalisés simultanément sur le CM par les membres inférieurs arrière et avant durant la phase de double contact, a été calculé à partir des travaux mécaniques positifs réalisés séparément par les membres inférieurs arrière (W_{arr}^+ , en J) et avant (W_{avt}^+ , en J) dans les

trois directions de l'espace durant la phase de double contact, en accord avec la méthode proposée par Bastien *et al.* (2003). Pour ne considérer que le travail mécanique ne participant pas au déplacement du CM, le travail mécanique positif du CM résultant de l'action des deux membres inférieurs pendant la phase de double contact (W_{com}^+ , en J ; déjà comptabilisé dans W_{ext}) a donc été soustrait au travail mécanique positif réalisé séparément par les deux membres inférieurs avant et arrière, selon l'équation suivante :

$$W_{int,dc} = W_{arr}^+ + W_{avt}^+ - W_{com}^+ \quad [7]$$

où $W_{int,dc}$ est exprimé en J. $W_{int,dc}$ (en J) a ensuite été normalisé par la longueur du double contact (en m), *i.e.* la vitesse de marche ($m.s^{-1}$) multipliée par le temps de double contact (en s), pour obtenir son expression définitive (en $J.m^{-1}$) avant la suite des analyses (Bastien *et al.* 2003). Par ailleurs, $W_{int,dc}$ a été divisé par la MT (en kg) afin de représenter $W_{int,dc}$ par unité de masse totale en mouvement ($W_{int,dc,MT}$, en $J.kg^{-1}.m^{-1}$).

Pour finir, le rendement locomoteur (en %) a été calculé comme le ratio du travail mécanique total mesuré dans ce travail de thèse (W_{tot}) sur le coût métabolique net de la marche (C_w net, *vide infra*), selon les équations suivantes :

$$\text{Rendement locomoteur} = 100 \times \frac{W_{tot}}{C_w \text{ net}} \quad [8]$$

soit

$$\text{Rendement locomoteur} = 100 \times \frac{W_{ext} + W_{int,dc}}{C_w \text{ net}} \quad [9]$$

où W_{tot} , W_{ext} , $W_{int,dc}$ et C_w net sont exprimés en $J.m^{-1}$.

3.2.2. Coût métabolique de la marche

De même que lors des épreuves d'effort de la session d'inclusion des sujets, les paramètres métaboliques de la marche ont été obtenus par calorimétrie indirecte (méthode avec sacs de Douglas détaillée précédemment, cf. 3.1.2.).

Les gaz expiratoires ont d'abord été recueillis pendant 10 min durant lesquelles les sujets restaient immobiles en position debout et en tenue de sport (Figure 23.a.).

Ensuite, lors des différents essais de marche (avec ou sans charge portée) qui duraient chacun 3 min, les gaz expirés étaient recueillis (Figure 23.b.) lors des 30 dernières secondes de l'essai afin d'assurer la stabilisation préalable de la voie métabolique aérobie des sujets (Bell *et al.* 2001).

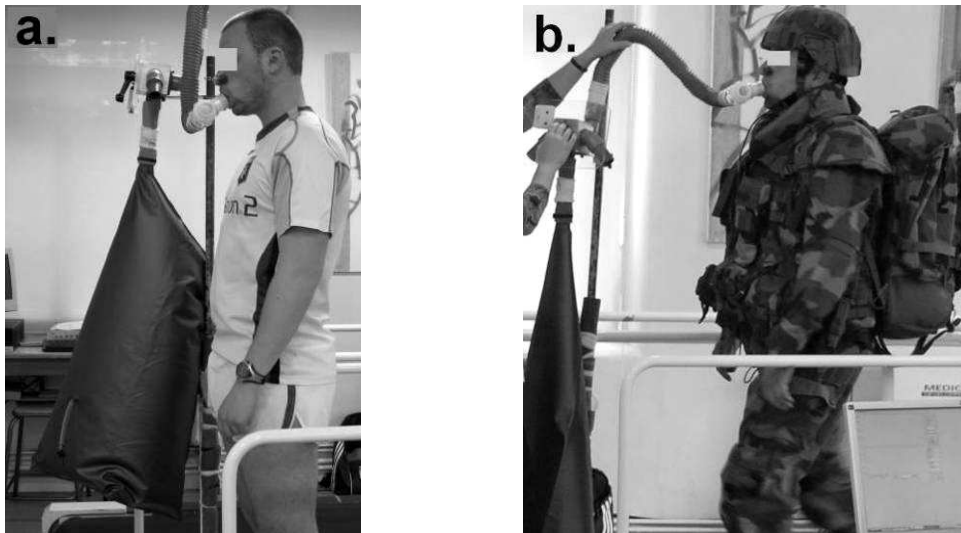


Figure 23 : Photos de sujets lors de la collection des gaz expiratoires en position debout immobile (a) ou lors de la marche sur le tapis roulant (b). Les gaz expirés sont recueillis dans des sacs de Douglas étanches pour être analysés quelques minutes après la fin du recueil.

Une fois le recueil effectué et les gaz analysés, $\dot{V}O_2$ (en $L \cdot min^{-1}$) et $\dot{V}CO_2$ (en $L \cdot min^{-1}$) ont été calculés pour chacune des deux tâches statique et dynamique. La puissance métabolique en position debout immobile (en W) et la puissance métabolique brute (*i.e.* totale) de la marche (en W) ont ensuite été déterminées à partir des valeurs stabilisées de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$ selon l'équation standard suivante (Brockway 1987) s'appliquant pour un quotient respiratoire mesuré inférieur à 1,0 :

$$\text{Puissance métabolique} = 16.58 \times \overline{\dot{V}O_2} + 4.51 \times \overline{\dot{V}CO_2} \quad [10]$$

où $\overline{\dot{V}O_2}$ et $\overline{\dot{V}CO_2}$ (tous deux en $mL \cdot s^{-1}$) représentent respectivement les valeurs moyennes de $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$ sur la durée totale du prélèvement.

La puissance métabolique brute de la marche (en W) a été divisée par la vitesse de marche (en $m \cdot s^{-1}$) pour obtenir le coût métabolique brut de la marche (C_W brut, en $J \cdot m^{-1}$).

La puissance métabolique en position debout immobile sans charge additionnelle (en W) a été soustraite à toutes les valeurs de puissance métabolique brute de marche avec ou sans charge (en W) pour obtenir la puissance métabolique nette de la marche (en W), en accord avec Griffin *et al.* (2003) qui ont montré que la puissance métabolique en position debout immobile ne change pas sous l'effet du port de charges inférieures à 50 % de la MC du sujet. La puissance métabolique nette de la marche a ensuite été divisée par la vitesse de marche (en $m \cdot s^{-1}$) pour obtenir le coût métabolique net de la marche (C_W net, en $J \cdot m^{-1}$).

Enfin, C_W brut et C_W net ont tous deux été divisés par la MT (en kg) afin de représenter respectivement C_W brut par unité de masse totale en mouvement ($C_{W,MT}$ brut, en $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$) et C_W net par unité de masse totale en mouvement ($C_{W,MT}$ net, en $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$).

3.3. Évaluation de la fatigue

3.3.1. Fonction neuromusculaire

3.3.1.1. Matériel et décor expérimental

Analyse de la réponse mécanique des muscles : Pour évaluer la réponse mécanique des EG (Figure 24.a.), les sujets étaient assis et sanglés à l'armature d'un siège ergométrique de type Cybex II (Ronkonkoma, NY, États-Unis). Des sangles de type Velcro® étaient ajustées au niveau de la poitrine et des hanches des sujets pour limiter leur déplacement sur le siège dans les directions médio-latérale et antéropostérieure. Il était également demandé aux sujets de s'agripper à des poignées situées sur les bords latéraux du siège pour stabiliser davantage le pelvis et limiter les déplacements verticaux du corps par rapport au siège, en particulier lors des CMV. La réponse mécanique des muscles était enregistrée grâce à une jauge de contrainte (SBB 200 Kg, Tempo Technologies, Taipei, Taiwan) ajustable en hauteur pour être située au niveau de la malléole externe de tous les sujets. L'ensemble des mesures était réalisé sur la jambe droite avec le genou et la hanche fléchis à 90° de l'extension complète.



Figure 24 : Photos de sujets positionnés et sanglés sur les ergomètres avant la réalisation des mesures neuromusculaires pour les extenseurs du genou (EG ; a) et les fléchisseurs plantaires (FP ; b).

Pour évaluer la réponse mécanique des FP (Figure 24.b.), les sujets étaient assis et sanglés à l'armature d'un siège ergométrique de type Cybex II similaire à celui utilisé pour les EG. Des sangles Velcro® étaient également ajustées au niveau de la poitrine et des hanches des sujets pour limiter leurs déplacements sur le siège, en particulier lors des CMV. La réponse mécanique des muscles était

enregistrée grâce à une pédale instrumentée (CS1060 300 Nm, FGP Sensors, Les Clayes-sous-Bois, France) sur laquelle le pied droit des sujets était fortement sanglé pour empêcher l'élévation du talon lors des CMV. La hanche, le genou et la cheville droite des sujets étaient fléchis à 90° de l'extension complète lors des mesures.

Durant les CMV, que ce soit pour les EG ou les FP, les sujets étaient fortement encouragés verbalement par les expérimentateurs et disposaient d'un retour visuel en temps réel de la force qu'ils produisaient sur l'appareil de mesure de la réponse mécanique.

Stimulation électrique percutanée des nerfs moteurs : Après détection du nerf fémoral (pour les EG) et du nerf postérieur tibial (pour les FP) à l'aide d'une cathode sphérique pressée directement sur le triangle fémoral et la fosse poplitée, respectivement, les stimulations électriques percutanées étaient délivrées aux nerfs moteurs par l'intermédiaire d'une électrode auto-adhésive pressée manuellement par un expérimentateur (10-mm de diamètre, Ag-AgCl, Type 0601000402, Contrôle Graphique Medical, Brie-Comte-Robert, France). L'anode, une électrode de stimulation auto-adhésive mesurant 10 × 5 cm (Medicompex SA, Ecublens, Suisse), était localisée au niveau du pli sous-jacent à la fesse (*sulcus glutealis* ; pour les EG) ou au niveau de la rotule (pour les FP). Un neurostimulateur à courant constant (Digitimer DS7A, Hertfordshire, Grande-Bretagne) était utilisé pour délivrer des impulsions électriques rectangulaires de 1000 µs avec un voltage maximal de 400 V. L'intensité de stimulation (en moyenne 70.6 ± 15.6 mA avant exercice et 72.4 ± 16.9 mA après exercice pour les EG ; en moyenne 64.6 ± 17.2 mA avant exercice et 65.3 ± 15.1 mA après exercice pour les FP) était déterminée à partir des réponses mécanique et EMG (onde M, *vide infra*) maximales à une secousse unique délivrée sur le muscle relâché. Cette intensité de stimulation était supramaximale et correspondait à 130 % de l'intensité optimale (*i.e.* intensité correspondant au recrutement spatial de toutes les unités motrices et au-delà de laquelle une hausse du courant n'induit plus d'accroissement de la réponse mécanique ou de l'amplitude de l'onde M).

Enregistrement de l'activité électromyographique (EMG) : Le signal EMG des muscles VL et SOL droits a été recueilli en continu à l'aide d'électrodes de surface bipolaires de 10 mm en chlorure d'argent (Type 0601000402, Contrôle Graphique Medical, Brie-Comte-Robert, France) durant les CMV et les stimulations électriques. Ces électrodes étaient positionnées sur la peau au niveau du ventre du muscle et dans le sens de la longueur (Figure 24.a.). La distance inter-électrodes était de 25 mm. La position des électrodes a été marquée directement sur la peau des sujets avec un feutre permanent de sorte que les électrodes puissent être placées à la même position avant et après la réalisation des différents exercices de terrain prévus dans le protocole (cf. section « Méthodologie spécifique » de la deuxième partie du manuscrit ; p.90-93). Une électrode de référence était positionnée sur la rotule (pour les mesures EMG du VL) ou la malléole externe (pour les mesures

EMG du SOL). Une faible impédance ($Z < 5 \text{ k}\Omega$) était obtenue à la jonction entre la peau et les électrodes, grâce à une préparation minutieuse de la peau qui consistait à l'abriter à l'aide d'un papier à poncer à faible granulométrie et à la nettoyer à l'aide d'une solution alcoolisée. Les données EMG ont été enregistrées grâce à un système PowerLab (16/30 - ML880/P, ADInstruments, Bella Vista, Australie) réglé à une fréquence d'échantillonnage de 2000 Hz. Le signal EMG était amplifié à l'aide d'un bio-amplificateur Octal (Octal Bioamp, ML138, ADInstruments, Bella Vista, Australie) et la bande de fréquence retenue était de 5 à 500 Hz (impédance d'entrée : 200 M Ω ; taux de rejet en mode commun : 85 dB ; gain : 1000). Enfin, les données étaient transmises à un ordinateur et analysées grâce au logiciel LabChart 6 (ADInstruments, Bella Vista, Australie).

3.3.1.2. Procédure expérimentale

La procédure d'évaluation de la fonction neuromusculaire réalisée dans ce travail était similaire à celle proposée par Millet *et al.* (2011b). Elle consistait à enregistrer la force isométrique des EG (en N) et FP (en Nm) lors de CMV. Aussi, durant la CMV, lorsque la force avait atteint un plateau, une double stimulation électrique (doublet) à haute fréquence (100 Hz) était surimposée sur le muscle contracté. Ensuite, environ 2 s après la fin de la CMV, des stimulations électriques consistant en un doublet à haute fréquence (100 Hz), un doublet à basse fréquence (10 Hz) et une secousse unique, étaient délivrées sur le muscle relâché dans un état potentialisé. Cette série expérimentale (*i.e.* CMV avec doublet surimposé puis contractions évoquées électriquement ; Figure 25) était répétée trois fois pour chaque groupe musculaire avec une période de récupération d'1 min entre les séries.

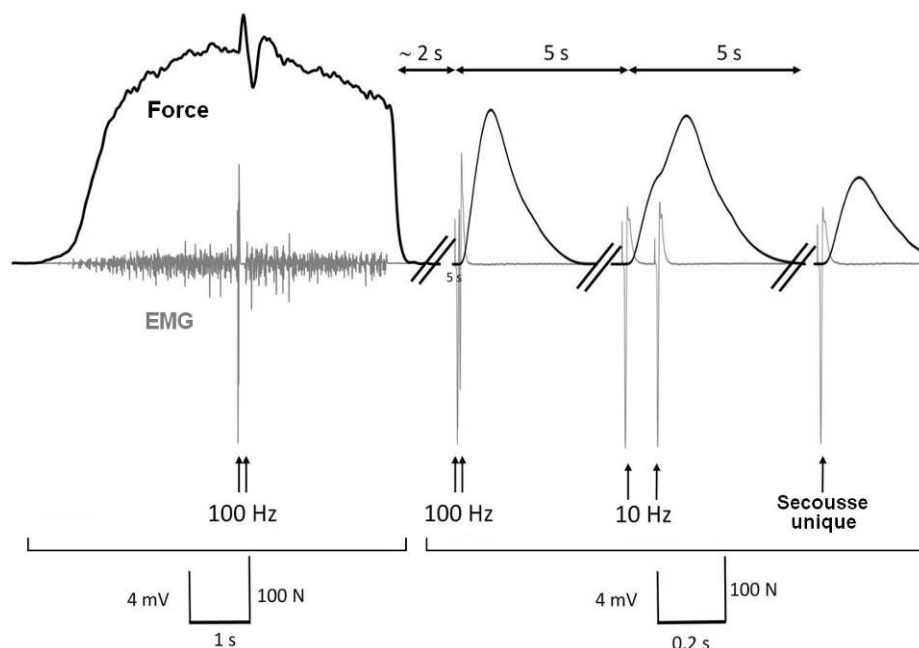


Figure 25 : Réponse mécanique et activité EMG lors d'une série expérimentale comprenant une CMV avec doublet surimposé et trois stimulations délivrées sur le muscle relâché. D'après Millet *et al.* (2011b)

3.3.1.3. Paramètres expérimentaux

Onde M : Pour le VL et le SOL, l'amplitude (en mV) et la durée (en ms) pic-à-pic de l'onde M ont été moyennées à partir des données EMG résultant des trois secousses uniques (*i.e.* une secousse isolée par série expérimentale) évoquées sur le muscle relâché dans un état potentialisé. Les caractéristiques de l'onde M renseignaient de l'état neuromusculaire périphérique, et plus particulièrement de la propagation du potentiel d'action.

Réponse mécanique lors des stimulations électriques des nerfs moteurs : Pour les EG et les FP, l'amplitude pic de la réponse mécanique lors du doublet à haute fréquence (PDb100), le rapport entre la réponse mécanique pic lors du doublet à basse fréquence et la réponse mécanique pic lors du doublet à haute fréquence (Db10:100, en %), et enfin l'amplitude pic de la réponse mécanique lors de la secousse isolée (Ps) ont été moyennés à partir des valeurs obtenues lors des trois séries de stimulations électriques délivrées sur le muscle relâché dans un état potentialisé. Par ailleurs, le temps de contraction (TC, en ms) et le temps de semi-relâchement (TSR, en ms) des EG et FP lors d'une secousse isolée ont également été moyennés à partir des données de force enregistrées lors des trois secousses. Tous ces paramètres de la réponse mécanique du muscle lors de stimulations délivrées sur le muscle relâché dans un état potentialisé étaient comparés avant et après exercice pour témoigner de l'importance et des origines de la fatigue périphérique. En particulier, le rapport Db10:100 était utilisé pour évaluer la FBF, comme proposé et réalisé par Verges *et al.* (2009).

Contraction maximale volontaire (CMV) et niveau d'activation volontaire (%AV) : Parmi les 3 séries expérimentales réalisées pour chaque groupe musculaire EG et FP, la plus haute valeur de force lors des CMV a été considérée. La variation de force lors des CMV entre les périodes pré- et post-exercice donnait un indice global de fatigue. %AV a également été calculé dans ce travail, selon l'équation suivante:

$$\%AV = (1 - \text{Gain lors du doublet à 100 Hz surimposé} / \text{PDb100}) \times 100 \quad [11]$$

L'évolution de %AV entre les périodes pré- et post-exercice était utilisé comme un indicateur de fatigue centrale. Enfin, la valeur efficace du signal EMG (*i.e.* moyenne quadratique : *root mean square*, RMS) a été calculée pour le VL et le SOL durant la meilleure CMV sur une période de 0,5 s après que la force ait atteint un plateau et avant que la stimulation surimposée soit délivrée. Cette valeur de RMS (en mV) était ensuite normalisée par l'amplitude pic-à-pic de l'onde M (en mV) pour obtenir le ratio RMS.M^{-1} (en %) qui donnait des informations supplémentaires sur l'importance et les causes de la fatigue centrale si celle-ci était détectée.

3.3.2. Perception subjective de l'effort et de la fatigue

Le niveau d'effort perçu par les sujets (RPE) a été évalué immédiatement à la fin de l'exercice à l'aide d'une échelle de perception de l'effort en 15 points (*Borg 1982*). Lors de cette évaluation, les sujets étaient invités à quantifier leur ressenti quant à la difficulté de l'intégralité de l'effort qu'ils avaient réalisé.

Le niveau de fatigue instantanée perçue par les sujets (RPF) a été évalué avant et après exercice pour ne retenir, après comparaison des deux, que la fatigue liée aux efforts inclus dans le protocole. La quantification a été réalisée à l'aide d'une échelle de Borg en 15 points semblable à celle utilisée pour les RPE, mais appliquée cette fois à la sensation de fatigue. Lors de cette évaluation subjective, les sujets étaient invités à quantifier leur sensation instantanée et générale de fatigue.

La réalisation des questionnaires RPE et RPF a été dirigée par un même expérimentateur et les sujets étaient isolés du reste du groupe afin de limiter toute influence.

4. Système fantassin et configurations

Le nouveau système fantassin de l'armée française (FELIN, Sagem Défense Sécurité, Groupe Safran, France) a été utilisé en tant qu'équipement militaire dans ce travail. Plus spécifiquement, deux configurations typiques de ce « système fantassin futur » réunissant les équipements nécessaires aux actions militaires de combat ou de marche d'approche tactique ont été utilisées et testées (Figure 26). Les équipements militaires, de bivouac et éléments de rationnement (vivres) inclus dans ces deux configurations du système FELIN ont été sélectionnés pour répondre aux besoins d'un soldat au cours d'une mission de « patrouille et reconnaissance » de 24 h (type de mission militaire la plus courante qui implique des phases de marche d'approche tactique et potentiellement des phases de combat). Enfin, à la différence de la période d'exercice de terrain (Tableau 3), lors de l'analyse de la marche avec équipements militaires réalisée au laboratoire, les sujets ne portaient pas d'arme (Figure 26 et Tableau 2).

Tous les sujets étaient familiarisés à l'emport et l'utilisation du système FELIN avant le protocole puisqu'ils avaient préalablement réalisé plusieurs tests opérationnels et des simulations militaires (telles que des courses d'obstacles, des marches ou des missions militaires simulées) avec ce système fantassin.



Figure 26 : Photos d'un même sujet équipé du système FELIN en configuration de combat (gauche) et de marche d'approche (droite) lors de l'analyse de la marche au laboratoire. La masse totale du système et le détail des équipements sont détaillés dans le tableau 2 pour ces deux configurations.

Configuration	Masse lors des mesures	% MC	Description	Distribution spatiale
Combat	22,4 ± 1,1	27,2 ± 1,9	Chaussures Meindl FELIN et chaussettes militaires ; gilet de corps ; treillis FELIN avec packs de protections souples pare-éclats pour coudes et genoux ; gilet balistique souple pare-balles avec pack de protections pare-éclats pour épaules ; gilet électronique FELIN avec équipements électroniques, batteries et allocation standard de munitions et grenades ; baïonnette avec étui ; gourde souple de 2 L remplie d'eau ; casque de combat	La gourde souple de 2 L est fixée au niveau du dos du porteur (via un système d'accroche dédié du gilet électronique) et contrebalance partiellement la masse des équipements électroniques et munitions placées sur l'avant du tronc ; les batteries et calculateurs électroniques sont placés sur les flancs au dessus des hanches
Marche	37,9 ± 1,4	46,1 ± 3,6	Equipement de combat avec un sac à dos supplémentaire contenant : des munitions, grenades et batteries additionnelles ; des grenades à fusil ; des équipements de vision nocturne ; une ration de combat pour une autonomie de 24 h ; des équipements de bivouac et de survie ; une gourde rigide contenant 1 L d'eau ; des sous-vêtements	La gourde souple de 2 L est transférée du gilet électronique vers le sac à dos ; grâce à une distribution standard spécifique des équipements à l'intérieur du sac à dos, le centre gravité de ce dernier est localisé au plus proche du dos du porteur horizontalement et centré verticalement dans le sac

Tableau 2 : Masse, description et distribution spatiale des équipements composant le système FELIN en configurations de Combat et de Marche d'approche tactique (Marche) lors de l'analyse de la marche réalisée au laboratoire sur tapis roulant. Les masses (en kg) et leur équivalent en pourcentage de la masse corporelle des sujets (%MC) sont présentés en tant que moyenne ± écart type pour l'ensemble du groupe de sujets. Les écarts types de masse s'expliquent par le fait que seule une partie des équipements était de masse exacte pour tous les sujets (électronique, munition, etc.) alors que l'autre partie était de masse variable selon la taille/corpuulence de chaque sujet (vêtements, chaussures, etc.).

Configuration	Masse sur le terrain	% MC	Description
Combat	27,4 ± 1,1	33,4 ± 2,6	Équipement de combat tel qu'utilisé lors des mesures au laboratoire avec un fusil d'assaut (FA-MAS FELIN) supplémentaire de 5,01 kg
Marche	42,9 ± 1,4	52,2 ± 4,2	Équipements de marche tactique utilisés lors des mesures au laboratoire avec un fusil d'assaut (FA-MAS FELIN) supplémentaire de 5,01 kg

Tableau 3 : Masse totale du système FELIN et description des équipements supplémentaires le composant lors de l'exercice réalisé sur le terrain (par rapport aux équipements utilisés lors des mesures réalisées au laboratoire) en configurations de Combat et de Marche d'approche tactique (Marche). Les masses (en kg) et leur équivalent en pourcentage de la masse corporelle des sujets (%MC) sont présentés en tant que moyenne ± écart type pour l'ensemble du groupe de sujets. Les écarts types de masse s'expliquent par le fait que seule une partie des équipements était de masse exacte pour tous les sujets (électronique, munition, etc.) alors que l'autre partie était de masse variable selon la taille/corpulence de chaque sujet (vêtements, chaussures, etc.).

PREMIERE PARTIE

TRAVAIL MECANIQUE ET COUT METABOLIQUE DE LA MARCHE LORS DU PORT DE CHARGES CHEZ LE SOLDAT



Grenier JG, Peyrot N, Castells J, Oullion R, Messonnier L, Morin JB
Energy cost and mechanical work of walking during load carriage in soldiers
Med Sci Sports Exerc 44(6): 1131-1140, 2012

Quelles sont les conséquences locomotrices aiguës du port d'un « système fantassin futur » de masse importante à sévère et organisé de façon complexe autour du corps du soldat ? Comment les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche évoluent-ils sous l'effet du port aigu de ces équipements chez le soldat expérimenté ?

Le but principal de cette première étude/partie du travail était d'investiguer les paramètres métaboliques de la marche (C_W et $C_{W,MT}$) en lien direct avec les paramètres mécaniques (W_{ext} , $W_{ext,MT}$, $W_{int,dc}$, $W_{int,dc,MT}$, Energie mécanique transférée par le mécanisme de pendule inversé et Rendement locomoteur) lors du port aigu d'un « système fantassin futur » en configuration de combat (charge importante, ~30 % de la MC, équilibrée autour du tronc) ou de marche d'approche tactique (charge sévère, ~50 % de la MC, avec sac à dos) chez des soldats très expérimentés au portage.

METHODOLOGIE SPECIFIQUE

1. Vue d'ensemble de l'étude

Les dix sujets de cette étude ont été inclus au minimum une semaine avant le début du protocole de mesures spécifiques de la marche. La session d'inclusion consistait en : (i) un examen médical complet avec collection des données anthropométriques, (ii) une familiarisation complète avec les différents outils d'analyse de la marche, en particulier le tapis de marche dynamométrique, et (iii) une épreuve d'effort incrémentale standardisée réalisée sur tapis roulant de course en vue de recueillir les paramètres cardio-respiratoires aérobie maximaux de chaque sujet. (cf. chapitre « Méthodologie générale » pour le détail des méthodes citées dans cette section spécifique à la première étude)

Le protocole de mesures spécifiques de la marche consistait en deux sessions identiques réalisées en laboratoire et séparées d'une période de 2 à 4 semaines. Les données obtenues au cours de chacune de ces deux sessions ont été moyennées avant l'analyse statistique en vue d'augmenter la représentativité des valeurs obtenues. Aucune différence entre les données des deux sessions n'avait été préalablement trouvée lors de la réalisation de tests de Student, de tests de variation moyenne et de tests d'erreur standard de mesure (seuil $\alpha = 0,05$ pour ces trois types de tests) pour toutes les conditions expérimentales et paramètres étudiés.

Durant chacune des sessions de mesures spécifiques en laboratoire, les gaz expirés par les sujets étaient d'abord recueillis pendant 10 min en position debout statique et en tenue de sport comprenant un short, un tee-shirt, des chaussettes et des chaussures de sport (Griffin et al. 2003).

Ensuite, les sujets réalisaient trois essais de marche de 3 min sur le tapis dynamométrique à une vitesse de 4 km.h^{-1} (pente = 0 %), durant lesquels les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche étaient enregistrés suivant trois conditions d'équipement différentes (une condition d'équipement par essai de 3 min, *vide infra*). Les données mécaniques de la marche étaient enregistrées pendant 20 s, environ 1,5 min après le début de chaque essai de marche (soit de $\sim 1'30''$ à $\sim 1'50''$) afin d'assurer la stabilisation préalable du pattern de marche des sujets. Les données métaboliques étaient collectées durant les dernières 30 s de chaque essai (soit de $2'30''$ à $3'00''$) afin d'assurer la stabilisation préalable de la voie métabolique aérobie, en tenant compte de la vitesse de marche lors des essais et de l'activité des sujets en dehors des essais (Bell et al. 2001). Cette organisation temporelle des mesures pour chaque essai permettait donc de collecter les données mécaniques et métaboliques séparément, sans craindre notamment d'altérer les données mécaniques par la collection des gaz en parallèle. La vitesse de marche de 4 km.h^{-1} a été choisie pour son

caractère économique chez l'adulte en bonne santé (Cavagna et al. 1963, Bastien et al. 2005b) et pour son caractère très représentatif des vitesses de marche couramment observées durant les missions militaires et dans la littérature scientifique de ce même domaine (Pal et al. 2009). Les trois conditions d'équipement testées étaient les suivantes (cf. détails au chapitre Méthodologie Générale) :

- Tenue de sport, considérée comme condition contrôle « sans charge » (**Sport** ; masse ≤ 1 kg)
- Système fantassin FELIN en configuration de combat (**Combat** ; $22,4 \pm 1,1$ kg)
- Système fantassin FELIN en configuration de marche d'approche tactique (**Marche** ; $37,9 \pm 1,4$ kg)

Ces trois conditions d'équipement étaient assignées dans un ordre aléatoire, et les essais étaient séparés par une période de 5 à 10 min durant laquelle les sujets changeaient d'équipement pour la mesure suivante. Enfin, lors des essais, le port de l'arme militaire (*i.e.* fusil d'assaut) était volontairement exclu pour permettre la comparaison des données obtenues dans cette étude avec des travaux non militaires. En effet, Birrell & Haslam (2008) ont montré que la cinétique de la marche était altérée notamment par une limitation du balancement des bras lors du port d'un fusil d'assaut.

2. Rappel des paramètres étudiés

2.1. Paramètres spatio-temporels de la marche

Sept paramètres décrivant le pattern spatio-temporel de la marche ont été considérés dans cette première étude : le temps de cycle (en s), le temps de contact du pas (temps de contact, en s), le temps d'appui relatif (en %), le temps de double contact (en %), le temps d'appui monopodal (en %), la fréquence de pas (en Hz) et la longueur du pas (en m).

2.2. Paramètres cinétiques de la marche

Six paramètres assimilables à la cinétique de la marche ont été considérés. Il s'agissait de W_{ext} (en J.m^{-1}), de $W_{\text{ext,MT}}$ (en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), de $W_{\text{int,dc}}$ (en J.m^{-1}), de $W_{\text{int,dc,MT}}$ (en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), de l'énergie mécanique transférée par le mécanisme de pendule inversé (en %), et enfin du rendement locomoteur (en %).

2.3. Paramètres métaboliques de la marche

Quatre paramètres métaboliques ont été considérés : C_W brut (en J.m^{-1}), $C_{W,MT}$ brut (en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), C_W net (en J.m^{-1}) et $C_{W,MT}$ net (en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$).

3. Analyse statistique

Les statistiques descriptives de cette étude sont présentées en tant que moyenne \pm écart type pour chacune des variables. La normalité de la distribution des données a été vérifiée pour chaque paramètre et chaque condition expérimentale par le test de Shapiro-Wilk. L'homogénéité des variances a également été vérifiée par le test F de Snedecor pour chaque paramètre entre les trois conditions expérimentales testées. Toutes les variables suivaient la normalité et les variances étaient homogènes. Une série d'analyses de variance (ANOVA) à un facteur à mesures répétées a alors été réalisée pour tester si le port de différents équipements (charges) influence les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche. Ensuite, lorsque l'ANOVA révélait une différence significative entre les trois conditions évaluées, des tests *post hoc* de Newman-Keuls étaient utilisés pour identifier les différences entre les conditions expérimentales (*i.e.* Sport, Combat et Marche). La significativité statistique était fixée à $P < 0,05$; soit un seuil α de 5 %.

RESULTATS

1. Masse totale en mouvement lors de la marche

La masse totale des sujets avec leurs équipements (MT) était en moyenne de 84 ± 9 kg en condition de référence, c'est-à-dire en tenue de sport (SP), de 105 ± 10 kg en configuration militaire de combat (CB), et de 121 ± 11 kg en configuration militaire de marche d'approche tactique (MA) lors des mesures sur le tapis de marche dynamométrique. Ces valeurs de MT représentaient respectivement 101 ± 1 %, 127 ± 2 % et 146 ± 4 % de la MC des sujets.

2. Biomécanique de la marche

2.1. Paramètres spatio-temporels

Le port d'équipements militaires modifiait significativement les paramètres spatio-temporels de la marche (tous $P < 0,01$; Tableau 4). D'une manière générale, ces changements se traduisaient par une diminution de la fréquence de pas et par une augmentation concomitante du temps d'appui relatif.

Paramètres	SP	CB	MA	<i>P</i> (ANOVA)
Temps de cycle (s)	1,16 $\pm 0,05$	1,16 $\pm 0,05$	1,19 $\pm 0,04$	0,001
Temps de contact (s)	0,752 $\pm 0,033$	0,769 $\pm 0,029$	0,794 $\pm 0,023$	< 0,0001
Temps d'appui relatif (%)	64,9 $\pm 0,5$	66,4 $\pm 0,8$	66,9 $\pm 0,7$	< 0,0001
Temps de double contact (%)	29,7 $\pm 1,0$	32,7 $\pm 1,6$	33,8 $\pm 1,5$	< 0,0001
Temps d'appui monopodal (%)	70,3 $\pm 1,0$	67,3 $\pm 1,6$	66,2 $\pm 1,5$	< 0,0001
Fréquence de pas (Hz)	1,73 $\pm 0,08$	1,73 $\pm 0,07$	1,69 $\pm 0,06$	< 0,01
Longueur du pas (m)	0,649 $\pm 0,028$	0,648 $\pm 0,027$	0,661 $\pm 0,022$	< 0,01

Tableau 4 : Paramètres spatio-temporels de la marche dans les conditions d'équipement sport (SP), militaire de combat (CB) et militaire de marche d'approche tactique (MA). Toutes les valeurs sont présentées en tant que moyenne \pm écart type. Les valeurs de P de l'ANOVA traduisent l'effet principal de l'équipement (i.e. charge).

Néanmoins, les adaptations observées étaient variables suivant l'emport du système militaire en configuration CB ou MA. En effet, comme le montre le Tableau 5, l'ensemble des paramètres spatio-temporels de la marche était significativement différent entre la condition MA et les conditions SP et CB, alors que seuls le temps de contact, le temps d'appui relatif et les temps relatifs de double contact et d'appui monopodal étaient significativement modifiés lors de la marche en condition CB comparée à la marche en situation contrôle « sans charge externe » (*i.e.* SP).

Paramètres	Résultats tests <i>Post hoc</i>			Différences entre conditions (%)		
	SP vs CB	CB vs MA	SP vs MA	CB/SP	MA/CB	MA/SP
Temps de cycle (s)	NS	**	**	+ 0,1 % ± 1,2	+ 2,4 % ± 2,3	+ 2,5 % ± 2,3
Temps de contact (s)	**	***	***	+ 2,4 % ± 1,1	+ 3,2 % ± 2,5	+ 5,7 % ± 2,5
Temps d'appui relatif (%)	***	***	***	+ 2,2 % ± 0,6	+ 0,9 % ± 0,4	+ 3,1 % ± 0,7
Temps de double contact (%)	***	***	***	+ 10,1 % ± 2,6	+ 3,4 % ± 1,8	+ 13,8 % ± 2,5
Temps d'appui monopodal (%)	***	***	***	- 4,3 % ± 1,2	- 1,6 % ± 0,9	- 5,9 % ± 1,1
Fréquence de pas (Hz)	NS	**	**	- 0,1 % ± 1,1	- 2,2 % ± 2,3	- 2,3 % ± 2,2
Longueur du pas (m)	NS	*	**	- 0,2 % ± 1,3	+ 2,0 % ± 2,2	+ 1,8 % ± 2,1

Tableau 5 : Comparaison des paramètres spatio-temporels de la marche entre les conditions d'équipement sport (SP), militaire de combat (CB) et militaire de marche d'approche tactique (MA). NS : non significativement différent ; * $P < 0,05$; ** $P < 0,01$; *** $P < 0,001$.

2.2. Paramètres cinétiques

Le port d'équipements militaires induisait un changement significatif de l'ensemble des travaux mécaniques absolus ou normalisés (par la MT) mesurés lors de la marche (toutes les valeurs de $P < 0,01$; Tableau 6). En moyenne, W_{ext} était augmenté de $44,6 \pm 14,7$ % en condition CB par rapport à la condition contrôle SP, augmenté de $12,5 \pm 11,0$ % en condition MA par rapport à la condition CB, et augmenté de $62,5 \pm 21,0$ % en condition MA par rapport à la condition de référence SP. En ce qui concerne $W_{\text{ext,MT}}$, les valeurs calculées étaient $15,4 \pm 11,4$ % supérieures en condition CB par rapport à la condition contrôle SP, et $13,1 \pm 13,6$ % supérieures en condition MA par rapport à la condition de référence SP. En revanche, $W_{\text{ext,MT}}$ n'était pas significativement différent entre les deux configurations CB et MA du système fantassin utilisé dans cette étude.

De plus, $W_{\text{int,dc}}$ était augmenté de $38,1 \pm 10,9$ % en condition CB par rapport à la condition contrôle SP, augmenté de $32,5 \pm 19,2$ % en condition MA par rapport à la condition CB, et augmenté de $82,5 \pm 26,5$ % en condition MA par rapport à la condition de référence SP. En ce qui concerne $W_{\text{int,dc,MT}}$, les valeurs calculées étaient $10,3 \pm 9,2$ % plus élevées en condition CB qu'en condition de référence SP, $15,5 \pm 15,1$ % plus élevées en condition MA qu'en condition CB, et $26,8 \pm 14,5$ % plus élevées en condition MA qu'en condition contrôle SP.

Enfin, le port d'équipements militaires ne modifiait pas significativement le taux de transfert d'énergie mécanique au niveau du CM par le mécanisme de pendule inversé ($P = 0,471$), de même qu'il ne modifiait pas significativement le rendement locomoteur lors de la marche ($P = 0,853$).

Paramètres	SP	CB	MA	P (ANOVA)	Résultats tests <i>Post hoc</i>		
					SP vs CB	CB vs MA	SP vs MA
W_{ext} ($\text{J} \cdot \text{m}^{-1}$)	19,8 $\pm 3,2$	28,4 $\pm 4,3$	32,2 $\pm 6,5$	< 0,0001	***	**	***
$W_{\text{ext,MT}}$ ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$)	0,232 $\pm 0,034$	0,266 $\pm 0,038$	0,264 $\pm 0,054$	< 0,01	**	NS	**
Transfert d'énergie (%)	72,0 $\pm 3,3$	70,9 $\pm 3,1$	71,7 $\pm 3,9$	0,471	NS	NS	NS
$W_{\text{int,dc}}$ ($\text{J} \cdot \text{m}^{-1}$)	11,6 $\pm 2,9$	16,1 $\pm 4,3$	20,8 $\pm 4,51$	< 0,0001	***	***	***
$W_{\text{int,dc,MT}}$ ($\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}$)	0,135 $\pm 0,029$	0,150 $\pm 0,036$	0,170 $\pm 0,036$	< 0,0001	**	***	***
Rendement locomoteur (%)	23,5 $\pm 8,0$	24,7 $\pm 10,5$	23,9 $\pm 9,0$	0,853	NS	NS	NS

Tableau 6 : Paramètres cinétiques de la marche dans les conditions d'équipement sport (SP), militaire de combat (CB) et militaire de marche d'approche tactique. Toutes les valeurs sont présentées en tant que moyenne \pm écart type. Les valeurs de P de l'ANOVA traduisent l'effet principal de l'équipement. NS : non significativement différent ; ** $P < 0,01$; *** $P < 0,001$.

3. Coût métabolique de la marche

C_W brut était significativement altéré par le port d'équipements militaires ($P < 0,0001$; Tableau 7). En moyenne, C_W brut était $22,3 \pm 16,3$ % plus élevé en condition CB qu'en condition de référence SP, $12,3 \pm 12,1$ % plus élevé en condition MA qu'en condition CB, et $37,1 \pm 22,9$ % plus élevé en condition MA qu'en condition de référence SP. De même, C_W net était significativement altéré par le port d'équipements de fantassin ($P < 0,0001$). C_W net était $42,5 \pm 29,2$ % supérieur en condition CB par rapport à la condition contrôle SP, $20,8 \pm 21,1$ % supérieur en condition MA par rapport à la condition CB, et $70,8 \pm 43,0$ % supérieur en condition MA par rapport à la condition de référence SP.

En ce qui concerne les paramètres métaboliques normalisés par la MT, $C_{W,MT}$ brut et $C_{W,MT}$ net n'étaient pas significativement différents entre les trois conditions d'équipement testées dans cette étude ($P = 0,303$ et $P = 0,161$, respectivement).

Paramètres	SP	CB	MA	P (ANOVA)	Résultats tests <i>Post hoc</i>		
					SP vs CB	CB vs MA	SP vs MA
C_W brut ($J.m^{-1}$)	260 ± 39	319 ± 63	355 ± 67	< 0,0001	***	*	***
$C_{W,MT}$ brut ($J.kg^{-1}.m^{-1}$)	3,14 ± 0,49	3,06 ± 0,52	2,93 ± 0,39	0,303	NS	NS	NS
C_W net ($J.m^{-1}$)	141 ± 33	200 ± 58	235 ± 67	< 0,0001	***	*	***
$C_{W,MT}$ net ($J.kg^{-1}.m^{-1}$)	1,70 ± 0,42	1,91 ± 0,49	1,93 ± 0,43	0,161	NS	NS	NS

Tableau 7 : Paramètres métaboliques de la marche dans les conditions d'équipement sport (SP), militaire de combat (CB) et militaire de marche d'approche tactique. Toutes les valeurs sont présentées en tant que moyenne ± écart type. Les valeurs de P de l'ANOVA traduisent l'effet principal de l'équipement. NS : non significativement différent ; * $P < 0,05$; *** $P < 0,001$.

Enfin, à titre d'informations complémentaires, les valeurs de $\dot{V}O_2$ des sujets lors de la marche sont présentées ci-dessous dans le Tableau 8. Celles-ci montraient des tendances d'évolution sensiblement identiques à celles de C_W sous l'effet du port des équipements militaires testés dans cette étude.

Paramètres	SP	CB	MA	P (ANOVA)	Résultats tests <i>Post hoc</i>		
					SP vs CB	CB vs MA	SP vs MA
$\dot{V}O_{2\%}$ brut (% $\dot{V}O_{2\max}$)	23,6 ± 2,4	29,3 ± 5,2	32,6 ± 5,9	< 0,0001	***	*	***
$\dot{V}O_2$ brut ($L.min^{-1}$)	0,83 ± 0,11	1,03 ± 0,20	1,14 ± 0,21	< 0,0001	***	*	***
$\dot{V}O_{2,MT}$ brut ($mL.kg^{-1}.min^{-1}$)	10,0 ± 1,36	9,86 ± 1,60	9,43 ± 1,18	0,363	NS	NS	NS
$\dot{V}O_2$ net ($L.min^{-1}$)	0,449 ± 0,103	0,646 ± 0,186	0,761 ± 0,213	< 0,0001	***	*	***
$\dot{V}O_{2,MT}$ net ($mL.kg^{-1}.min^{-1}$)	5,42 ± 1,28	6,17 ± 1,57	6,26 ± 1,37	0,087	NS	NS	NS

Tableau 8 : Consommations d'oxygène brute et nette exprimées en valeurs absolue ($\dot{V}O_2$), normalisée par la masse totale en mouvement ($\dot{V}O_{2,MT}$) et normalisée par la consommation maximale d'oxygène individuelle des sujets ($\dot{V}O_{2\%}$) lors de la marche dans les conditions d'équipement sport (SP), militaire de combat (CB) et militaire de marche d'approche tactique. Toutes les valeurs sont présentées en tant que moyenne ± écart type. Les valeurs de P de l'ANOVA traduisent l'effet principal de l'équipement. NS : non significativement différent ; * $P < 0,05$; *** $P < 0,001$.

DISCUSSION

1. Aspects biomécaniques du port d'équipements militaires

1.1. Cinématique de la marche : pattern spatio-temporel

Il est complexe de vérifier la cohérence de données spatio-temporelles en les comparant à celles issues d'autres études. En effet, à conditions expérimentales égales, les résultats peuvent varier selon la morphologie, l'expertise des sujets, etc. Néanmoins, en observant les résultats rapportés dans d'autres travaux, nous avons pu vérifier que les temps d'appui relatifs étaient similaires à notre étude, et ce à la fois en condition naturelle et lors du port de masses représentant 30 % de la MC des sujets (Griffin *et al.* 2003). Par ailleurs, nous avons pu constater que la longueur de pas était légèrement plus importante dans ces études que chez nos sujets (Birrell & Haslam 2009). Toutefois, ces variations s'expliquaient certainement par des différences de taille, et donc de longueur des membres inférieurs.

Dans le présent travail, le pattern spatio-temporel de la marche changeait significativement lors du port du système fantassin moderne testé (toutes les valeurs de $P < 0,01$; Tableau 4).

En configuration CB (~27 % de MC), le temps de cycle et les paramètres associés de longueur et de fréquence de pas n'étaient pas significativement modifiés par rapport à la condition SP. En revanche, le temps de contact et le temps d'appui relatif augmentaient respectivement de $2,4 \pm 1,1$ % ($P < 0,01$) et $2,2 \pm 0,6$ % ($P < 0,001$), ce en raison de l'augmentation du temps de double contact de $10,1 \pm 2,6$ % ($P < 0,001$; Tableau 5). Ces résultats indiquaient donc que le passage d'une condition de marche sans charge à une configuration militaire de combat représentant une masse importante et équilibrée autour du tronc du porteur induisait uniquement des changements à l'intérieur du cycle de marche.

En revanche, en configuration MA (~46 % MC), l'ensemble des paramètres spatio-temporels était significativement altéré comparativement à SP et CB (toutes les valeurs de $P < 0,05$). Les principales adaptations observées par rapport à SP étaient : (i) une augmentation du temps de cycle de $2,5 \pm 2,3$ % ($P < 0,01$) résultant d'une augmentation de la longueur de pas de $1,8 \pm 2,1$ % ($P < 0,01$), et (ii) une redistribution des phases composant le cycle de marche, avec notamment une augmentation des temps d'appui relatif ($3,1 \pm 0,7$ % ; $P < 0,001$) et de double contact ($13,8 \pm 2,5$ % ; $P < 0,001$). Ces résultats indiquaient donc une adaptation progressive du pattern, les premiers changements s'opérant à l'intérieur du cycle de marche puis s'étendant à l'intégralité des paramètres le caractérisant.

Enfin, bien que modérée, la diminution de la fréquence de pas en condition MA était contraire aux données de la littérature. En effet, le port de masses tend généralement, soit à ne pas modifier la fréquence de marche, soit à l'augmenter (Knapik *et al.* 1996). Cependant, contrairement aux précédentes études, la présente a été conduite sur tapis roulant, ce qui a pu contribuer à ce résultat.

1.2. Cinétique de la marche : travail mécanique et transfert d'énergie

Les données cinétiques de la littérature que nous avons pu trouver pour être comparées aux présentes sont celles de l'étude de Griffin *et al.* (2003). À partir de quatre mesures réalisées à des vitesses comprises entre 0,5 et 2 m.s⁻¹ (incrément de 0,5 m.s⁻¹) et de régressions polynomiales de second ordre, ces auteurs ont estimé W_{ext} ILM à ~0,45 J.kg⁻¹.m⁻¹ et ~0,51 J.kg⁻¹.m⁻¹ lors de la marche à 1,1 m.s⁻¹ sans charge et avec l'équivalent de 30 % de la MC des sujets porté, respectivement. Dans ce travail, W_{tot} (*i.e.* W_{ext} CLM + $W_{\text{int,dc}}$) était de 0,37 J.kg⁻¹.m⁻¹ et 0,42 J.kg⁻¹.m⁻¹ lors de la marche à 4 km.h⁻¹ en condition SP (sans charge) et CB (~27 % MC), respectivement. Nos données étaient donc en cohérence avec la littérature disponible (Griffin *et al.* 2003), en notant bien que les légers écarts observés pouvaient s'expliquer par des méthodes de calcul du travail mécanique différentes (W_{tot} vs. W_{ext} ILM) et des outils de mesures distincts (tapis dynamométrique vs. plates-formes de force).

Dans la présente étude, W_{ext} et $W_{\text{int,dc}}$ augmentaient significativement lors du port d'équipements de fantassin modernes de masses intermédiaire (en configuration CB) et sévère (en configuration MA) (valeurs de $P < 0,0001$; Tableau 6). Ainsi, l'addition de masses militaires externes à la MC du sujet induisait une augmentation des actions mécaniques réalisées par les muscles pour élever/accélérer le CM total, et le transférer d'un pied sur l'autre lors du double contact. Ces augmentations des travaux mécaniques étaient si importantes que $W_{\text{ext,MT}}$ et $W_{\text{int,dc,MT}}$ étaient significativement plus élevés dans les configurations militaires CB et MA, comparativement à la condition de référence SP ($P < 0,01$). En d'autres termes, le travail mécanique total (W_{ext} et $W_{\text{int,dc}}$) effectué par les membres inférieurs en vue de déplacer une unité (*i.e.* 1 kg) de masse de l'équipement militaire était plus important que celui réalisé par unité de MC. Ce résultat suggérait donc que le port d'un système fantassin a plus qu'un effet « passif » sur les travaux mécaniques musculaires, et rendait également compte de l'importance du travail réalisé par les muscles des membres inférieurs lors des déplacements des soldats.

En ce qui concerne le pourcentage d'énergie mécanique transférée lors de la marche, ce dernier était d'environ 71,5 % dans les trois conditions d'équipements testées ($P = 0,471$), indiquant que le mécanisme de transfert d'énergie en pendule inversé n'était pas perturbé par le port d'équipements militaires. Ainsi, il apparaissait que la capacité des sujets militaires à conserver l'énergie mécanique de leur CM total par des échanges entre les énergies cinétique (*i.e.* variation de la vitesse du CM total) et potentielle gravitationnelle (*i.e.* variation de la position verticale du CM) n'était pas altérée lors du port du système fantassin moderne de cette étude.

Enfin, le rendement locomoteur n'était pas altéré par le port d'équipements militaires (~24 % dans les conditions SP, CB et MA ; $P = 0,853$). Ce résultat suggérait donc que les actions mécaniques musculaires visant à déplacer/élever le CM total (W_{ext}) et à le transférer d'un appui sur l'autre ($W_{\text{int,dc}}$) étaient réalisées avec le même niveau d'efficacité métabolique dans toutes les situations de marche.

Afin d'aller plus loin dans l'interprétation des données cinétiques de cette première partie du travail de thèse, les valeurs de travail mécanique (W_{ext} , $W_{int,dc}$ et W_{tot}) mesurées en configurations CB et MA ont été exprimées en pourcentage des valeurs obtenues dans la condition de référence SP, et mises en relation avec le ratio (en % également) de la MT sur la MC des sujets (Figure 27). Grâce à cela, nous avons pu constater que l'effet du port d'équipements militaires sur W_{ext} était plus modéré lorsque les soldats portaient déjà une partie de leurs équipements (*i.e.* pente de la relation de proportionnalité entre les valeurs de CB et MA) que lors du passage d'un « portage nul » à un port de masses militaires intermédiaires (*i.e.* pente de la relation de proportionnalité entre les valeurs de SP et CB). À l'inverse, la pente du $W_{int,dc}$ relatif était plus importante entre les configurations CB et MA qu'entre les conditions SP et CB (cf. triangles, Figure 27). Par conséquent, plus la masse des équipements militaires emportés était grande, plus le travail mécanique relatif réalisé par les muscles pour transférer le CM total d'un pied à l'autre devenait important comparativement au travail musculaire nécessaire à l'accélération et l'élévation de ce dernier ; même s'il est important de rappeler que W_{ext} représentait, en valeurs absolues, la majeure partie de W_{tot} .

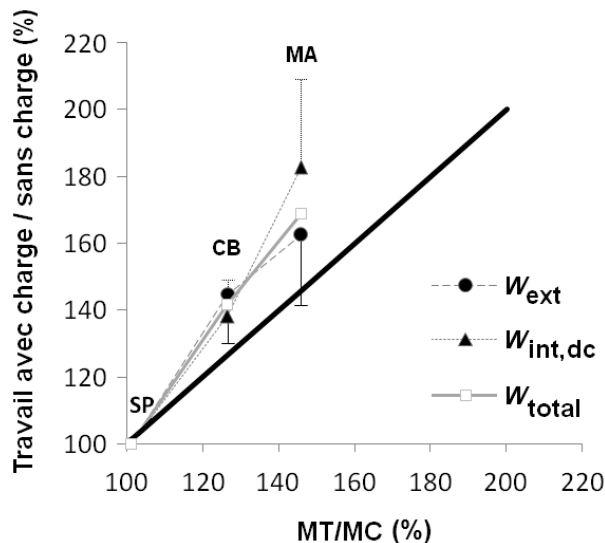


Figure 27 : Ratios des travaux mécaniques (W_{ext} , $W_{int,dc}$ et $W_{tot} = W_{ext} + W_{int,dc}$) lors de la marche chargée sur les travaux mécaniques lors de la marche sans charge (respectivement) en fonction du ratio de la masse totale en mouvement (MT) sur la masse corporelle (MC). La condition sans charge correspond à la condition de référence sport (SP). Les conditions chargées correspondent aux configurations militaires de combat (CB) et de marche d'approche tactique (MA). Les valeurs sont présentées en tant que moyenne \pm écart type. La droite en trait épais indique la proportionnalité directe (ligne d'identité, $y = x$).

La mise en relation des données biomécaniques cinétiques et métaboliques (détaillées ci-après) de ce travail a permis de montrer que les pourcentages d'augmentation de W_{tot} entre les conditions de marche sans charge, et celles avec port de masses importante (environ +42 % de SP à CB) et sévère (environ +69 % de SP à MA, Figure 27) étaient quasiment similaires à ceux observés pour C_w net dans les mêmes conditions (environ +43% de SP à CB, et environ +71% de SP à MA ; Tableau 7 et Figure 29 à la prochaine section). Le coût métabolique net de la marche augmentait donc en proportion quasi directe du travail mécanique total, comme le confirmait le maintien d'un rendement

locomoteur constant (Tableau 6). Autrement dit, la quasi-totalité des adaptations métaboliques au port d'un système fantassin moderne était associée au travail mécanique exercé sur le CM total, et indiquait que le gainage du corps et le déplacement des segments relativement au CM, correspondant donc au travail mécanique interne, n'étaient pas modifiés entre les conditions SP, CB et MA.

Tous ces résultats étaient en accord avec ceux de Griffin *et al.* (2003) rapportés pour des vitesses de marche modérées (0,5 à 1,5 m.s⁻¹) lors du port de masses organisées symétriquement autour de la taille. Par conséquent, notre hypothèse initiale selon laquelle la distribution complexe des équipements autour du corps du fantassin devrait induire des effets mécaniques et métaboliques plus importants que ceux générés par un portage dit « optimal » (*i.e.* masses équilibrées et au plus proche du CM ; Kinoshita 1985, Legg 1985, Harman *et al.* 1994, Lloyd & Cooke 2000a,b, Fiolkowski *et al.* 2006) était rejetée. Par ailleurs, ces observations indiquaient que lorsque la majeure partie de la masse totale à porter est située au plus proche possible du CM du porteur et tend également à être équilibrée entre les faces avant et arrière du tronc, les effets de la masse sont considérablement réduits, et ce même si quelques équipements militaires (*i.e.* masses) restent localisés au niveau distal (*e.g.* casque, boots de combat, protections articulaires).

Enfin, pour s'ouvrir à la comparaison avec d'autres domaines de recherche, dans ce travail nous avons pu montrer que le travail mécanique externe relatif à la masse ($W_{\text{ext,MT}}$ en J.kg⁻¹.m⁻¹) était plus important lors du port du système fantassin (configurations CB et MA) que lors de la marche sans charge (condition SP) à la vitesse de 4 km.h⁻¹ (Tableau 6). Aussi, en observant les données cinétiques rapportées dans le cadre de recherches sur l'obésité, nous avons pu constater de façon intéressante que le travail mécanique externe relatif à la masse totale en mouvement (*i.e.* la MC des sujets dans ce contexte) ne diffère pas entre les sujets normaux-pondéraux et les sujets obèses pour des vitesses de marche similaires (Peyrot *et al.* 2009). Par conséquent, ces résultats exprimés relativement à la MT laissaient penser que le port de masses militaires externes induit des effets plus importants sur la cinétique de la marche que le port de masses « additionnelles internes », telle que l'obésité peut être considérée/interprétée d'un point de vue purement mécanique.

Selon nous et en accord avec Browning & Kram (2009), ce constat peut être attribué au caractère aigu du port de charges militaires externes comparé à l'aspect continu voire chronique que représente le port de masses additionnelles internes chez les individus souffrant d'obésité. Aussi, considérés dans leur ensemble, ces résultats montraient que même si les fantassins développent des habiletés importantes au portage au cours de leur carrière (*e.g.* Knapik *et al.* 2012), celles-ci restent pour le moins insuffisantes pour leur permettre de limiter l'impact mécanique « négatif » de la masse additionnelle ; à l'instar de ce que les personnes obèses semblent être capables de faire.

1.3. Mise en relation des paramètres cinématiques et cinétiques

Pour finir en ce qui concerne les aspects biomécaniques de cette étude, en analysant nos données et en tentant notamment de mettre en relation les paramètres spatio-temporels et cinétiques mesurés, nous avons supposé que l'augmentation du $W_{int,dc}$ (Tableau 6) pouvait être liée à l'augmentation du temps de double contact (Tableau 5) lors de la marche avec port de charges externes.

En effet, notre logique était la suivante : lorsque la MT en mouvement augmente, le transfert du CM total d'un pied à l'autre doit demander davantage de travail mécanique de la part des muscles des membres inférieurs, et donc des forces/moments appliquées sur le sol également plus importants. Aussi, cette adaptation pourrait affecter la stabilité et l'équilibre de la marche du sujet. Par conséquent, une augmentation du temps de double contact permettrait, en contrepartie, de diminuer l'importance de cet effet de déséquilibre par une action prolongée et simultanée des deux pieds sur le sol, ce qui permettrait ainsi un meilleur contrôle des déplacements du CM total.

Pour tester cette hypothèse, nous avons réalisé une corrélation entre les données de $W_{int,dc,MT}$ (i.e. $W_{int,dc}$ indépendant de la masse) et le temps de double contact. De façon intéressante, nous avons pu constater une corrélation significative entre ces deux paramètres ($P < 0,0001$), supportant partiellement notre hypothèse et la logique qui pouvait y être associée ($r = 0,472$; Figure 28).

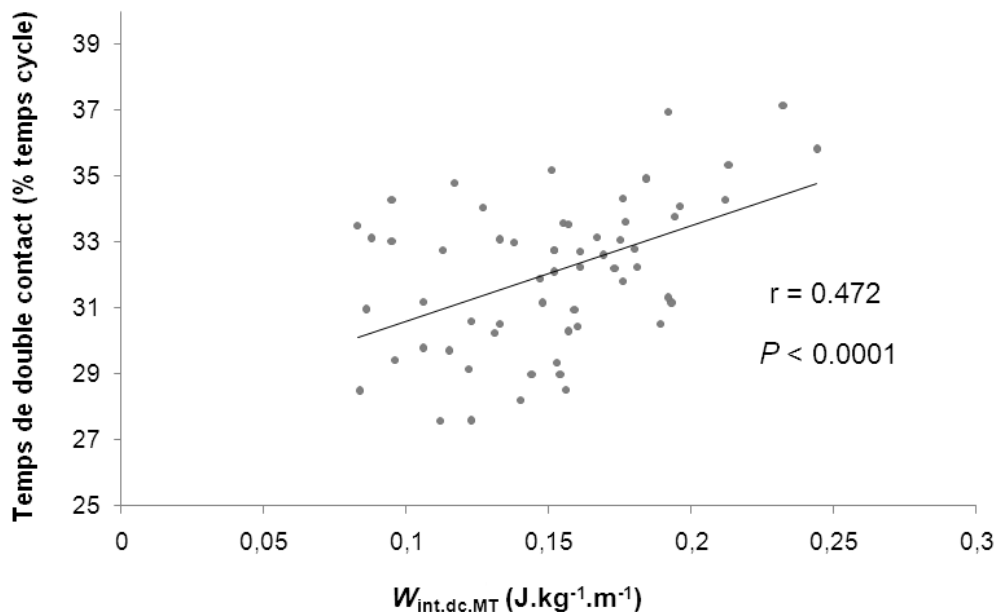


Figure 28 : Corrélation entre le temps de double contact (exprimé relativement au temps total du cycle) et le travail interne de double contact normalisé (i.e. mathématiquement indépendant) par la masse totale en déplacement ($W_{int,dc,MT}$). Les données du graphique correspondent à l'ensemble des données de l'étude, i.e. tous les sujets ($n = 10$), dans toutes les conditions d'équipement testées ($n = 3$) et pour chacune des sessions de mesures identiques réalisées ($n = 2$), soit 60 points au total.

2. Aspects métaboliques du port d'équipements militaires

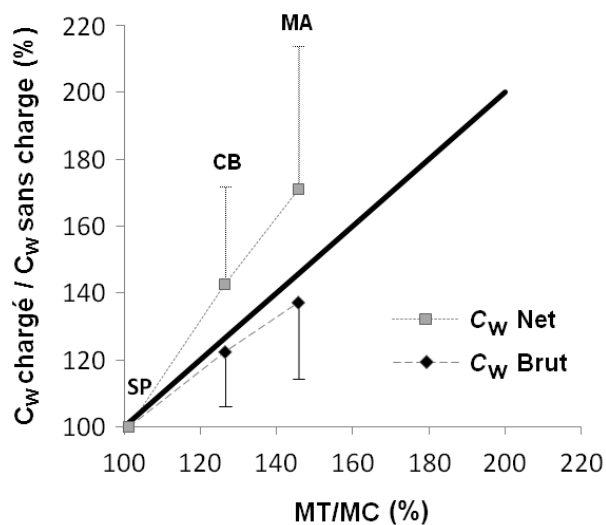
En premier lieu, en ce qui concerne ces aspects métaboliques, il est important de préciser que les données de cette première étude étaient en cohérence avec celles rapportées dans la littérature relative au portage. Par exemple, Bastien *et al.* (2005b) ont rapporté des valeurs de $C_{W,MT}$ brut d'environ $3,6 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ lors de la marche à $1,1 \text{ m.s}^{-1}$ avec port de masses (*via* un sac à dos) représentant jusqu'à 75 % de la MC des sujets. Ces auteurs ont également rapporté des valeurs de $C_{W,MT}$ net de $2,1 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ et $2,4 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ lors du port de masses équivalentes à 30 % et 45 % de la MC des sujets, respectivement (Bastien *et al.* 2005b). Dans le présent travail, $C_{W,MT}$ brut était en moyenne de $\sim 3,0 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ dans les trois conditions d'équipement testées et, bien que non significativement différent entre les configurations CB (~ 27 % de MC) et MA (~ 46 % MC), $C_{W,MT}$ net était d'environ $1,9 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$. Les valeurs légèrement plus faibles ci-rapportées peuvent s'expliquer par la haute habileté au portage de nos sujets (Knapik *et al.* 2012), les modes de portage différents entre les études, les outils de mesure utilisés (*i.e.* sacs de Douglas vs. système de mesures automatiques de type K4 b² ; voir par exemple Duffield *et al.* 2004), les équations utilisées pour la conversion des données métaboliques brutes (*i.e.* $\dot{V}O_2$ et $\dot{V}CO_2$) en puissance métabolique, ou encore une combinaison de ces différentes possibilités.

Dans ce travail, C_W brut et net augmentaient significativement lors du port d'équipements militaires de masses importante (CB, $\sim 22 \text{ kg}$) et sévère (MA, $\sim 38 \text{ kg}$) ($P < 0,0001$; Tableau 7). De plus, lorsque ces valeurs de C_W en configuration CB et MA étaient (comme pour les données de travail mécanique) exprimées en pourcentage des valeurs obtenues dans la condition de référence SP et mises en relation avec le ratio de la MT sur la MC des sujets (Figure 29), les deux ensembles de constats suivants étaient observés.

Premièrement, en ce qui concerne C_W net, ce paramètre augmentait significativement de ~ 43 % de SP à CB ($P < 0,001$) alors que la MT n'augmentait que de ~ 27 % entre ces deux conditions. De plus, entre les configurations SP et MA, C_W net augmentait significativement de ~ 71 % ($P < 0,001$) alors que la MT augmentait de ~ 46 % uniquement. Par conséquent, C_W net augmentait plus que proportionnellement à la masse des équipements militaires portés (Figure 29) et, de ce fait, les valeurs de $C_{W,MT}$ net tendaient à augmenter entre les configurations SP et CB, puis entre les configurations CB et MA (Tableau 7, voir aussi la tendance à l'augmentation des valeurs nettes de $\dot{V}O_{2,MT}$ dans le Tableau 8). Dit de façon littérale, le coût métabolique utilisé par les muscles pour transporter une unité de masse d'équipements militaires était plus important que le coût métabolique requis par les muscles pour transporter une unité de MC.

À la différence des précédentes études du domaine militaire qui n'ont pas utilisé la distinction entre le coût métabolique spécifiquement utilisé par les muscles (net) et le coût total (brut) en énergie métabolique lors de la marche (e.g. Quesada et al. 2000, Beekley et al. 2007, Pal et al. 2009), ces données de C_W et $C_{W,MT}$ nets montraient précisément l'importance de la demande métabolique des muscles lors du port d'équipements militaires. Sur le plan opérationnel, ces résultats montraient aussi à quel point les efforts de marche réalisés par les fantassins (pour approcher une position ennemie par exemple) peuvent solliciter leurs ressources métaboliques au préalable d'actions de combat présentant des risques importants pour leur vie et un caractère crucial pour la réussite de la mission.

Figure 29 : Ratios des coûts métaboliques (C_W brut et net) lors de la marche chargée sur les coûts métaboliques mesurés lors de la marche sans charge (respectivement) exprimés en fonction du ratio de la masse totale en mouvement (MT) sur la masse corporelle (MC). La condition sans charge correspond à la condition de référence sport (SP). Les conditions chargées correspondent aux configurations militaires de combat (CB) et de marche d'approche tactique (MA). Les valeurs sont présentées en tant que moyenne \pm écart type. La droite en trait épais indique la proportionnalité directe (ligne d'identité, $y = x$).



Deuxièmement, en ce qui concerne C_W brut, ce paramètre augmentait légèrement moins que proportionnellement à la masse des équipements militaires portés (~22 % contre ~27 % en configuration CB, et ~37 % contre ~46 % en condition MA ; Figure 29). Par conséquent, les valeurs de $C_{W,MT}$ brut tendaient à diminuer entre les configurations SP et CB, et entre les configurations CB et MA (Tableau 7). Autrement dit, le coût métabolique total (i.e. le métabolisme basal mêlé à l'énergie utilisée par les muscles) permettant de déplacer une unité de MC pouvait être considéré comme plus important que le coût métabolique total nécessaire pour transporter une unité de masse d'équipements chez les fantassins de cette étude.

Cette évolution du ratio C_W brut chargé / C_W brut sans charge entre les configurations SP, CB et MA (Figure 29) s'expliquait par le fait que la puissance métabolique non locomotrice (représentée par la puissance métabolique en position debout statique et qui est considérée/calculée comme constante dans toutes les conditions de charge) représente une partie importante de la puissance métabolique

brute (i.e. totale) à faible vitesse de marche (Griffin et al. 2003). Par conséquent, à la vitesse modérée de 4 km.h⁻¹ choisie dans ce travail, l'effet métabolique spécifiquement lié au port du système fantassin était fortement sous-estimé par le calcul de C_W brut (Figure 30) ; comme dans la majorité des études du domaine militaire d'ailleurs (e.g. Knapik et al. 1996, Quesada et al. 2000, Knapik et al. 2004, Beekley et al. 2007, Pal et al. 2009). Cependant, les paramètres bruts restent importants et à considérer afin de caractériser la demande métabolique du portage dans son ensemble.

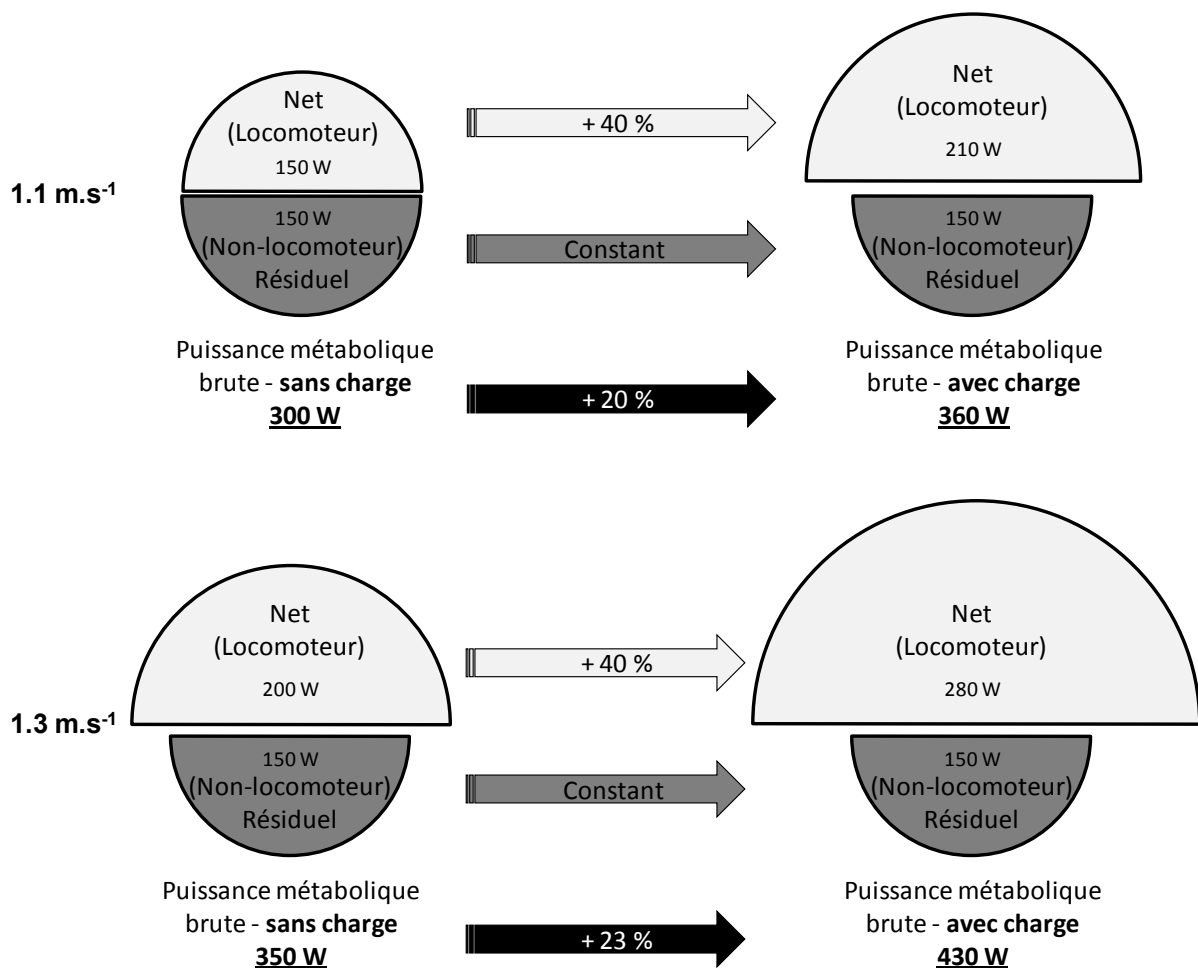


Figure 30 : Illustration schématique de la sous-estimation des effets du port de masses par le calcul de C_W brut, en particulier lors de la marche à faible vitesse. Dans cet exemple, on note que lorsque la vitesse augmente (i.e. de 1,1 m.s⁻¹ à 1,3 m.s⁻¹), la sous-estimation des effets du portage par le calcul de C_W brut diminue progressivement (i.e. +20 % à +23 % pour une même augmentation de C_W net de +40 %). Les valeurs et proportions données dans cette figure sont indicatives.

Enfin, il est important de préciser que la variabilité interindividuelle des adaptations métaboliques au portage n'a pas permis d'établir clairement/statistiquement la diminution de $C_{W,MT}$ brut lors du port des configurations CB et MA du système fantassin FELIN (Tableau 7), et n'a permis de mettre en avant

qu'une tendance statistique en ce qui concerne l'augmentation de $C_{W,MT}$ net dans les mêmes conditions (Tableau 7, voir aussi l'évolution de $\dot{V}O_{2,MT}$ net dans le Tableau 8). Cela étant, l'évolution des paramètres métaboliques, et en particulier des ratios C_W brut chargé / C_W brut sans charge et C_W net chargé / C_W net sans charge relativement au ratio MT / MC (Figure 29), était proche de celle rapportée par Griffin *et al.* (2003) pour une vitesse de marche de 1 m.s^{-1} et lors du port de masses organisées de façon symétrique autour du CM des sujets (cf. Introduction générale, p.21, Figure 13). De nouveau et contrairement à ce qui était attendu, la distribution relativement complexe des équipements militaires autour du corps du soldat ne semblait ainsi pas induire une demande métabolique sensiblement plus importante que celle générée par le port de masses distribuées symétriquement autour de la taille (mode de portage considéré comme optimal, abstraction faite des modes de portage sur la tête inapplicables dans un contexte militaire) ; du moins pour des masses représentant jusqu'à 46 % de la MC des sujets et réparties à la manière du système fantassin testé dans cette étude.

Pour étendre cette discussion à des aspects plus appliqués, les résultats assez inattendus de cette étude relative aux aspects aigus du portage militaire indiquaient que l'approche ergonomique consistant à organiser et contrebalancer les masses autour du corps/CM du soldat, tout en respectant ses besoins opérationnels, semble mécaniquement et métaboliquement efficace et bénéfique pour ce dernier. Cependant, si la distribution actuelle des équipements sur le fantassin peut être considérée comme optimisée, quelles peuvent être les solutions futures pour limiter l'impact du port des équipements militaires sur la demande mécanique et métabolique, et dans son prolongement la performance globale des soldats ?

Au regard des résultats obtenus dans cette étude avec un système fantassin de dernière génération, et au vu de l'évolution actuelle des technologies dans le milieu militaire, la réponse à cette question est selon nous à chercher suivant deux directions assez contradictoires :

D'une part, pour une distribution des équipements optimisée donnée, il peut être envisagé de miniaturiser le matériel militaire (e.g. textiles, accessoires, électronique, optronique, armes). Toutefois, notre connaissance graduelle du milieu opérationnel nous laisse penser que les masses « gagnées » seront peut-être remplacées par davantage d'armes et de munitions par les opérationnels militaires.

D'autre part, des outils d'assistance externe tels que les exosquelettes et les « mules » (i.e. robots roulants motorisés) sont d'ores et déjà envisagés comme solutions futures. Cependant, l'état actuel de ces technologies est encore un facteur limitant pour la mobilité du soldat à ce jour, en particulier pour les besoins de mobilité au combat ou dans des environnements accidentés par exemple.

Dans tous les cas qui peuvent être imaginés à ce jour, ces perspectives d'évolution des systèmes fantassin nécessiteront certainement un changement relativement profond de la doctrine militaire touchant cette problématique.

Les principaux résultats de cette première étude étaient donc les suivants. Comparés à la configuration Sport qui représentait une condition contrôle de marche « naturelle » sans charge additionnelle, le port d'un système fantassin moderne en configurations de combat (CB, ~27 % de MC) et de marche d'approche tactique (MA, ~46 % de MC) induisait :

- (i) une altération significative de l'ensemble des paramètres spatio-temporels de la marche (toutes les valeurs de $P < 0,01$),
- (ii) des augmentations significatives de C_W brut et net, W_{ext} , et $W_{int,dc}$ (toutes les valeurs de $P < 0,0001$),
- (iii) des augmentations significatives de $W_{ext,MT}$ et $W_{int,dc,MT}$ ($P < 0,01$ et $P < 0,0001$, respectivement),

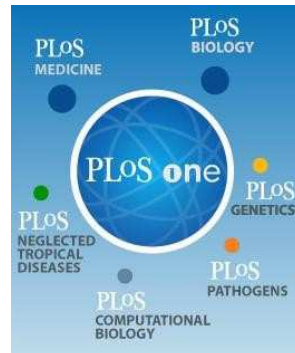
mais n'induisait aucun changement du rendement locomoteur ($P = 0,853$) ou de la capacité de conservation de l'énergie mécanique du CM par le mécanisme de transfert d'énergie en pendule inversé ($P = 0,471$).

Ainsi, en accord avec notre première hypothèse, cette étude a permis de montrer que les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche étaient conjointement affectés par le port d'équipements de fantassin modernes.

En revanche, contrairement à notre seconde hypothèse, les altérations locomotrices générées par le port de ces équipements militaires (considérés comme complexement organisés autour du corps du soldat) n'apparaissaient pas plus importantes que celles induites par le port de masses distribuées symétriquement autour de la taille du porteur, ce dernier mode de portage étant considéré comme le moins perturbant sur les plans métaboliques et biomécaniques.

DEUXIEME PARTIE

EFFETS DU PORT DE CHARGES LOURDES PENDANT UNE DUREE EXTREME SUR LA FONCTION NEUROMUSCULAIRE ET LA LOCOMOTION : UNE ETUDE BASEE SUR L'EXEMPLE MILITAIRE



Grenier JG, Millet GY, Peyrot N, Samozino P, Oullion R, Messonnier L, Morin JB

Effects of extreme-duration heavy load carriage on neuromuscular function and locomotion: a military-based study

PLoS One 7(8): e43586, 2012

Quelles sont les conséquences d'un effort de durée extrême avec emport continu de charges lourdes sur la fatigue neuromusculaire ? Comment les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche évoluent-ils sous l'effet de la fatigue attendue après un tel exercice ?

Le but principal de cette seconde partie du travail était d'étudier la fonction neuromusculaire (CMV, %AV, $\text{RMS} \cdot \text{M}^{-1}$, PDb100, Db10:100, Ps, TC, TSR, Onde M) et la fatigue subjective (RPE, RPF) de soldats expérimentés avant et après la réalisation d'une mission militaire simulée de 21 h impliquant l'emport continu de charges importantes (~30 % MC) à sévères (~50 % MC). Le but secondaire était d'évaluer les conséquences de la fatigue attendue à l'issue de cet effort extrême sur les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche.

METHODOLOGIE SPECIFIQUE

1. Vue d'ensemble de l'étude

Les dix sujets de cette étude ont été inclus au minimum une semaine avant le début du protocole d'analyse spécifique de la fonction neuromusculaire et de la marche. La session d'inclusion consistait en : (i) un examen médical complet avec collection des données anthropométriques, (ii) une familiarisation complète avec les différents outils utilisés dans cette étude, en particulier le tapis de marche dynamométrique et la procédure expérimentale d'analyse de la fonction neuromusculaire pour laquelle les sujets répétaient la procédure jusqu'à ce qu'ils soient capables d'obtenir des valeurs proches lors d'essais successifs, et enfin (iii) une épreuve d'effort incrémentale standardisée réalisée sur tapis roulant de course en vue de recueillir les paramètres cardio-respiratoires aérobie maximaux de chaque sujet et de s'assurer que ces derniers ne présentaient pas de contre-indication à la réalisation des efforts prévus par le protocole, en particulier la mission militaire de terrain de 21 h avec emport de charges lourdes. (*cf. chapitre « Méthodologie générale » pour le détail des méthodes citées dans cette section spécifique à la deuxième étude/partie du travail de thèse*)

Le protocole de recherche spécifique durait 24 h et consistait en deux sessions de mesures (pré/post) de 90 min réalisées en laboratoire avant et après une mission militaire simulée (MMS) de 21 h réalisée en extérieur. La fréquence cardiaque était le seul paramètre mesuré en continu pendant les 24 h de ce protocole à l'aide de cardiofréquencemètres portables et télémétriques (Polar RS800CX, Polar Electro Oy, Kempele, Finlande).

Chronologiquement, la session de mesures pré-MMS (PRE) commençait par une évaluation du niveau de fatigue instantanée perçue par les sujets à l'aide d'une échelle RPF. Ensuite, les sujets s'échauffaient pendant 6 min sur un cycloergomètre à intensité modérée pour réaliser, immédiatement après, la procédure d'évaluation de la fonction neuromusculaire qui débutait néanmoins par trois essais non mesurés pour achever l'échauffement des sujets. Après 5 min de repos en position assise, les gaz expirés par les sujets étaient collectés pendant 10 min en position debout statique. Ensuite, les sujets réalisaient trois essais de marche de 3 min sur le tapis dynamométrique à une vitesse de 4 km.h⁻¹ (pente = 0 %), durant lesquels les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche étaient enregistrés séparément et selon trois conditions d'équipement : Sport, Combat et Marche sans arme (*cette procédure d'évaluation de la marche et les conditions d'équipement correspondent aux éléments détaillés dans la première partie du travail*). Pour finir cette session PRE et avant de débiter la MMS à environ 12:00 (midi), les sujets vérifiaient leur packaging et ajustaient leurs équipements.

La MMS était réalisée dans un environnement de moyenne montagne (parc naturel régional du Pilat, Loire, France) proche du laboratoire. La chronologie et les détails de la MMS ainsi que les équipements portés en fonction des actions réalisées pendant celle-ci sont décrits au point suivant.

À leur retour de la MMS, les sujets ont immédiatement réalisé la session de mesures post-MMS (POST). Cette session POST débutait par une évaluation du niveau de fatigue instantanée perçue par les sujets à l'aide d'une échelle RPF, et par une évaluation de l'effort ressenti par les sujets concernant la MMS dans sa totalité à l'aide d'une échelle RPE. Ensuite, après avoir retiré leurs équipements militaires pour s'habiller en tenue de sport légère, les sujets réalisaient la procédure d'évaluation de la fonction neuromusculaire. En moyenne, celle-ci avait lieu 9 ± 3 min après la fin de la MMS. Après 5 min de repos en position assise, les gaz expirés par les sujets étaient collectés pendant 10 min en position debout statique. Enfin, les sujets réalisaient trois essais de marche de 3 min sur le tapis dynamométrique à une vitesse de 4 km.h^{-1} (pente = 0 %), durant lesquels les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche étaient enregistrés séparément et selon les trois conditions d'équipement sans arme précédemment citées et décrites.

Pour des raisons organisationnelles et logistiques (déroulement et durée des sessions de mesures PRE et POST, accompagnement et sécurité des sujets sur le terrain pendant la MMS, etc.) les sujets de cette étude ont été divisés en deux sous-groupes ($n = 5$) qui ont réalisé le protocole spécifique à deux jours d'intervalle. De plus, afin d'éviter aux sujets de récupérer entre la fin de la MMS et le début de la procédure d'évaluation POST de la fonction neuromusculaire, les sujets de chaque sous-groupe ont réalisé le protocole avec un décalage temporel de 20 min.

2. Caractéristiques de la mission militaire simulée

Une vue d'ensemble du design, de l'intensité et de l'intégration de la MMS de 21 h dans le protocole général de 24 h est donnée en Figure 31 à la page suivante. La MMS a été spécialement créée par d'anciens officiers et sous-officiers de l'armée française pour simuler au mieux une mission typique de « patrouille et reconnaissance ». Celle-ci commençait par une marche d'approche tactique d'une durée de 4 h visant à rejoindre discrètement une zone hostile représentée par une grande parcelle de forêt située dans un environnement semi-montagneux à 15 km du laboratoire (marche d'approche essentiellement en montée, 570 m de dénivelé positif et 240 m de dénivelé négatif, vitesse de marche moyenne $\sim 4 \text{ km.h}^{-1}$). À leur arrivée à proximité de la zone hostile, les sujets disposaient d'une période d'1 h pour récupérer et s'alimenter. Pour cela, chaque sujet disposait d'une ration de combat individuelle réchauffable française (« RCIR », 3 200 kcal, protéines 13 %, lipides 32 %, glucides 55 %).

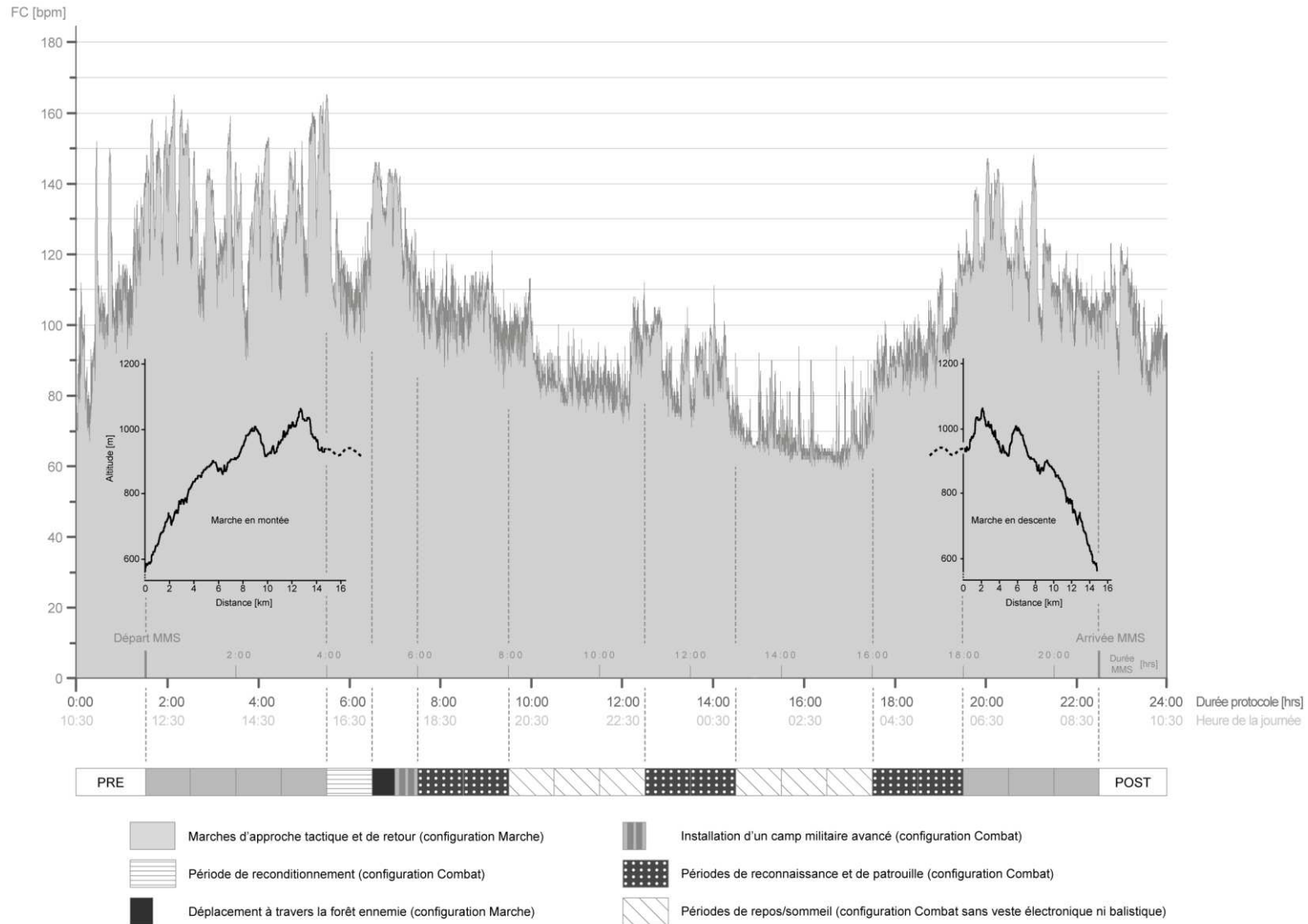


Figure 31 : Tracé typique de fréquence cardiaque, mesurée chez un sujet lors du protocole, incluant la mission (MMS) et les sessions de mesures PRE et POST.

Selon les normes fixées par l'armée française, la ration allouée permettait aux sujets de s'alimenter pendant 24 h. Ces derniers géraient leur rationnement selon leurs besoins alimentaires et leur temps disponible au cours de la mission. Après cette période de reconditionnement, les sujets traversaient la forêt « ennemie » (~30 min) à la recherche d'un emplacement leur permettant de dresser un camp avancé (~30 min). Ensuite, l'objectif des 2 h suivantes était de sécuriser progressivement la zone entourant le camp avancé tout en approchant une route stratégique ennemie pour y faire des observations. En vue de stimuler l'attention des sujets et de donner davantage d'intérêt et d'intensité aux périodes d'observation ou de patrouille de la MMS, ces derniers étaient équipés de systèmes de vision nocturne, de jumelles d'observation militaire (avec des voies optiques de jour et de nuit), et les systèmes de communication du système FELIN étaient activés. De plus, les expérimentateurs passaient en véhicule dans les chemins de la forêt ou se déplaçaient en marchant et en courant à travers la forêt pour simuler une activité ennemie. Lorsque les conditions « opérationnelles » le permettaient ou que les expérimentateurs simulant les ennemis approchaient trop près du camp avancé, les sujets devaient s'organiser pour les intercepter comme ils l'auraient fait en situation réelle. Après les 8 h d'activités pré-décrites et la nuit approchant (Figure 31), les sujets disposaient de deux périodes de 3 h de repos/sommeil entrecoupées d'une période de reconnaissance et de patrouille autour du camp d'une durée de 2 h. Les périodes de sommeil, leurs durées et leurs fractionnements avaient été fixés en accord avec le turnover couramment observé en missions pour assurer une veille sur le camp, ainsi que des rapports militaires et publications sur la durée moyenne de sommeil en opération (*Weeks et al.* 2010). Pour finir la MMS, une dernière période de patrouille et reconnaissance de 105 min était réalisée par les sujets avant que ces derniers ne rangent leur matériel et ajustent leur paquetage (~15 min) pour rentrer à pied vers le laboratoire. La marche de retour était l'exact inverse de la marche « aller » (*i.e.* 570 m de dénivelé négatif et 240 m de dénivelé positif) à l'exception de sa durée qui était de 3 h en raison de la présence majeure de dénivelé négatif. La vitesse de marche moyenne des sujets au retour était d'environ 5.5 km.h⁻¹.

Pendant la MMS, les configurations de Combat et de Marche du système FELIN étaient portées alternativement en fonction de l'action militaire à réaliser. Ainsi, lors des marches d'approche de la zone « ennemie » et de retour, les sujets étaient équipés en configuration FELIN de Marche. En revanche, pendant les périodes de patrouille et de reconnaissance, les sujets étaient en configuration FELIN de Combat (Figure 31). De plus, pendant toute la durée de la MMS, les sujets portaient leur arme (FA-MAS FELIN ; 5,01 kg) en plus de leur équipement de Combat ($22,4 \pm 1,1$ kg) ou de Marche ($37,9 \pm 1,4$ kg), pour recréer des conditions d'équipements et de masses similaires à celles observées en mission militaire réelle. La masse totale en mission était donc de $27,4 \pm 1,1$ kg en « Combat » et $42,9 \pm 1,4$ kg en « Marche », soit $33,4 \pm 2,6$ % et $52,2 \pm 4,2$ % de la MC des sujets, respectivement.

3. Rappel des paramètres étudiés

3.1. Paramètres neuromusculaires

Trois paramètres neuromusculaires associés à l'activité EMG ont été considérés pour le VL et le SOL, il s'agissait de l'amplitude (en mV) et de la durée (en ms) pic-à-pic de l'onde M et du rapport RMS.M^{-1} (en %). De plus, sept paramètres neuromusculaires associés à la réponse mécanique ont été considérés pour les EG et les FP : CMV, PDb100, Ps (tous en N et Nm pour les EG et FP, respectivement), TC et TSR lors de Ps (tous deux en ms), et enfin les rapports Db10:100 et %AV (tous deux en %). Tous ces paramètres ont été considérés lors de PRE et POST.

3.2. Paramètres subjectifs

La RPE (de 6 à 20, sans unité) a été considérée uniquement après la MMS comme paramètre descriptif. En revanche, la RPF (de 6 à 20, sans unité) a été considérée lors de PRE et POST.

3.3. Paramètres de fréquence cardiaque

La FC exprimée en valeurs absolue (en bpm) et relative (en % de la FC_{max}) pendant l'effort a été considérée. Celle-ci était moyennée sur la base de trois périodes principales de la MMS, à savoir : les 4 h de marche d'approche en direction de la zone hostile, les 14 h de présence sur la zone hostile, et les 3 h de marche de retour au laboratoire.

3.4. Paramètres de la marche

3.4.1. Paramètres spatio-temporels

Trois paramètres spatio-temporels ont été considérés : la fréquence de pas (en Hz), le temps d'appui relatif (en %) et le temps de double contact (en %). Ceux-ci ont été considérés lors de PRE et POST suivant les trois conditions d'équipement testées (*i.e.* Sport, Combat et Marche sans arme).

3.4.2. Paramètres cinétiques

Six paramètres de la cinétique de la marche ont été considérés : W_{ext} (en J.m^{-1}), $W_{\text{ext,MT}}$ (en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), $W_{\text{int,dc}}$ (en J.m^{-1}), $W_{\text{int,dc,MT}}$ (en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), Energie mécanique transférée (en %) et Rendement locomoteur (en %). Tous ont été considérés à PRE et POST selon les trois conditions d'équipements.

3.4.3. Paramètres métaboliques

Quatre paramètres métaboliques : C_W brut (en J.m^{-1}), $C_{W,MT}$ brut (en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$), C_W net (en J.m^{-1}) et $C_{W,MT}$ net (en $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) ont été considérés à PRE et POST selon les trois conditions d'équipements.

4. Analyse statistique

Les statistiques descriptives de cette étude sont présentées en tant que moyenne \pm écart type pour chacune des variables. La normalité de la distribution des données de cette étude a été vérifiée par un test de Shapiro-Wilk et l'homogénéité des variances entre les conditions a été vérifiée par le test F de Snedecor. Lorsque les conditions d'application du test de Student ou d'analyse de variance (ANOVA) étaient respectivement respectées, chaque variable était comparée, soit :

- **pour les données neuromusculaires et subjectives (RPF)**, entre les deux moments de mesures PRE et POST en utilisant des tests de Student pour échantillons appariés,
- **pour les données métaboliques et mécaniques de la marche**, entre les trois différentes conditions d'équipements Sport, Combat et Marche (effet « Equipement », plus simplement considéré comme un effet « Masse »), cela entre les moments PRE et POST (effet « Temps », également considéré comme un effet « Fatigue » lié à la réalisation de la MMS), et en considérant donc également l'effet d'interaction « Temps \times Equipement » (*i.e.* « Fatigue \times Masse ») grâce à des ANOVA à deux facteurs intra-sujets (*two-within*).

Lorsqu'un effet statistique principal était révélé par l'ANOVA, des tests *post hoc* de Newman-Keuls à comparaisons multiples étaient utilisés pour identifier les différences entre les conditions expérimentales testées. Pour les quelques variables neuromusculaires qui ne respectaient pas la normalité (à savoir : CMV des EG, durée pic-à-pic de l'onde M du SOL et %AV des FP), le test de Student était remplacé par un test non paramétrique de Wilcoxon. La significativité statistique était fixée à $P < 0,05$; soit un seuil $\alpha = 0,05$ dans cette étude. Enfin, la taille des effets (*effect size*) a été calculée par le d de Cohen, en divisant la différence entre les valeurs moyennes du groupe à PRE et POST (en valeur absolue) par l'écart type entre les sujets à PRE (Cohen 1988). La taille de l'effet était considérée comme un indice supplémentaire de l'importance de l'effet de la fatigue observé. Il n'était naturellement calculé que pour les variables montrant une différence significative ($P < 0,05$) ou une tendance statistique considérable ($P < 0,1$) entre PRE et POST. Une valeur de $d = 0,2$ était considérée comme un petit effet. Une valeur de $d = 0,5$ était considérée comme un effet modéré. Enfin, une valeur de $d = 0,8$ était considérée comme un effet important (Cohen 1988).

RESULTATS

1. Fréquence cardiaque à l'exercice

Un tracé typique de l'évolution de la FC au cours de la MMS est donné en Figure 31 chez un sujet représentatif de l'ensemble du groupe. En ce qui concerne les données de FC moyennées sur la base des trois principales périodes de la MMS, celles-ci sont présentées dans la Figure 32 qui reprend la chronologie de la mission précédemment détaillée.

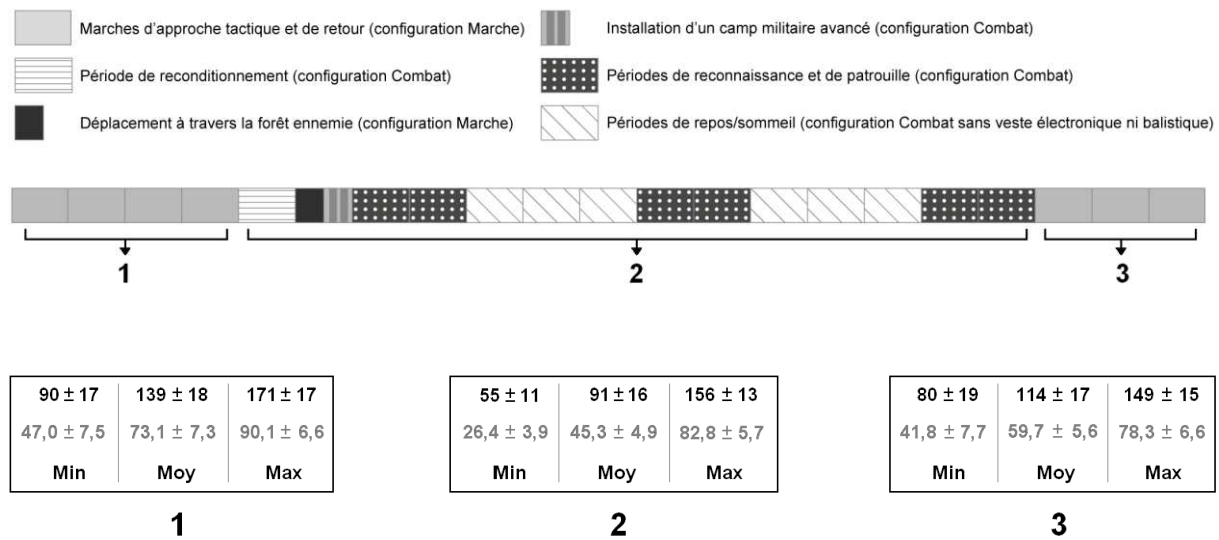


Figure 32 : Fréquences cardiaques minimums (Min), moyennes (Moy) et maximums (Max) mesurées pour chacune des trois principales périodes de la MMS (1, 2 et 3) et exprimées en valeurs absolue (i.e. bpm, noir) ou relatives à la fréquence cardiaque maximale individuelle des sujets (i.e. %FC_{max}, gris clair). Toutes les valeurs sont présentées en tant que moyenne ± écart type.

2. Perception subjective de l'effort et de la fatigue

Les sujets de cette étude ont jugé l'ensemble de la MMS comme un effort « très difficile ». La valeur moyenne de RPE mesurée à l'issue de la MMS était de $16,7 \pm 2,4$ sur l'échelle de Borg allant de 6 à 20. Les valeurs de RPE individuelles rapportées par les sujets s'échelonnaient entre 13 (n = 1, « un peu difficile ») et 20 (n = 2, « épuisant »).

Par ailleurs, les valeurs de RPF instantané étaient significativement plus élevées après la MMS qu'avant cette dernière ($P < 0,01$; $d = 3,47$). Avant l'effort, la valeur moyenne de RPF était de $8,3 \pm 2,2$ (« très très peu fatigué ») et après l'effort la valeur de RPF était de $15,9 \pm 2,1$ (« très fatigué »).

3. Fatigue neuromusculaire et ses origines centrale et/ou périphérique

Comme le montrent les Figures 33 et 34, CMV diminuait significativement de $10,2 \pm 3,6$ % pour les EG après la MMS ($P < 0,01$; $d = 0,50$), et une forte tendance statistique ($P = 0,06$; $d = 0,82$) de diminution de CMV de $10,7 \pm 16,1$ % était également observée pour les FP après la MMS.

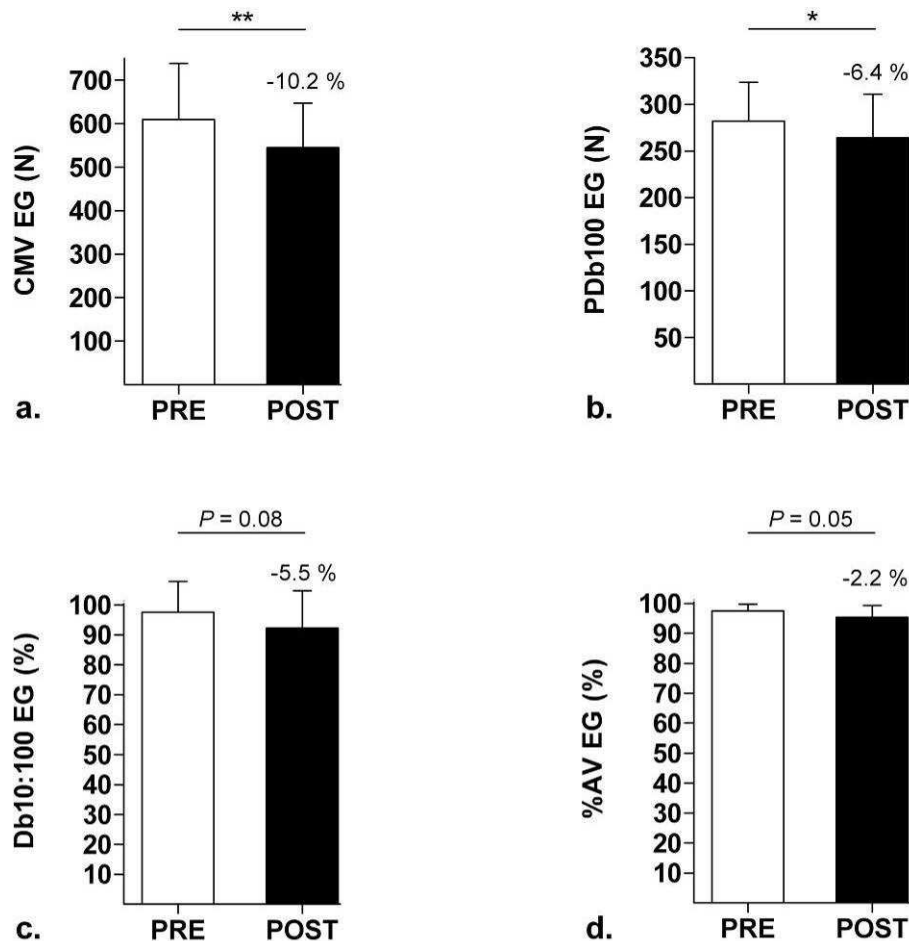


Figure 33 : Paramètres neuromusculaires mesurés pour les muscles extenseurs du genou (EG), avant (PRE) et après (POST) la mission militaire simulée. **A.** Force lors d'une contraction maximale volontaire isométrique (CMV). **B.** Amplitude de la réponse mécanique lors d'un doublet évoqué à 100 Hz sur le muscle relâché dans un état potentialisé (PDb100). **C.** Ratio de la réponse mécanique lors d'un doublet évoqué à 10 Hz sur le muscle relâché dans un état potentialisé, sur la réponse mécanique lors d'un doublet évoqué à 100 Hz dans les mêmes conditions (Db10:100). **D.** Niveau d'activation volontaire des muscles (%AV). * $P < 0,05$; ** $P < 0,01$.

En ce qui concerne les aspects périphériques de cette fatigue induite par la MMS, PDb100 diminuait de $6,39 \pm 8,01$ % pour les EG ($P < 0,05$; $d = 0,43$) et de $18,2 \pm 9,8$ % pour les FP ($P < 0,001$; $d = 1,14$). Une tendance à la diminution ($P = 0,08$; $d = 0,53$) de Db10:100 (*i.e.* l'indice de FBF) de $5,46 \pm 9,35$ % était observée pour les EG après la MMS. Aucune évolution de cet indice de FBF n'était en revanche observée pour les FP après la MMS ($P = 0,21$). Les diminutions de CMV ou de PDb100 après la MMS n'étaient pas significativement corrélées entre les EG et les FP.

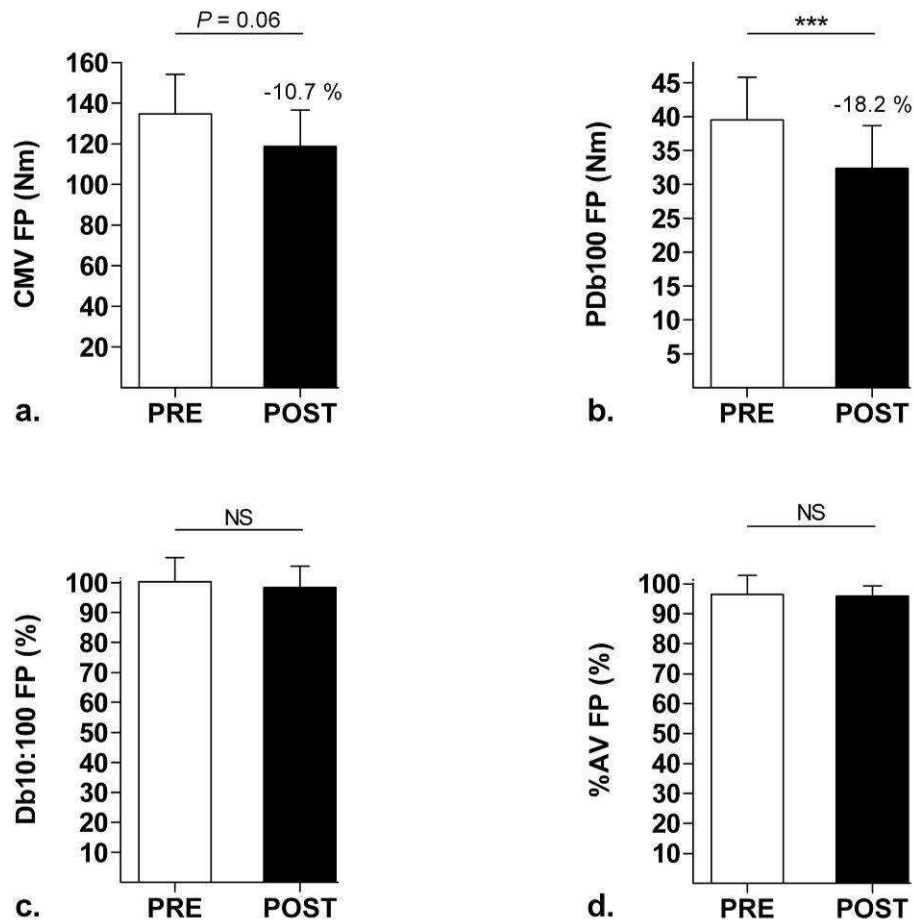


Figure 34 : Paramètres neuromusculaires mesurés pour les muscles fléchisseurs plantaires (FP), avant (PRE) et après (POST) la mission militaire simulée. **A.** Force lors d'une contraction maximale volontaire isométrique (CMV). **B.** Amplitude de la réponse mécanique lors d'un doublet évoqué à 100 Hz sur le muscle relâché dans un état potentialisé (PDb100). **C.** Ratio de la réponse mécanique lors d'un doublet évoqué à 10 Hz sur la réponse mécanique lors d'un doublet évoqué à 100 Hz dans les mêmes conditions (Db10:100). **D.** Niveau d'activation volontaire des muscles (%AV). *** $P < 0,001$.

Le Tableau 9 ci-après reprend les caractéristiques de la réponse mécanique (*i.e.* les paramètres Ps, TC et TSR pour les groupes musculaires EG et FP) et de la réponse EMG (*i.e.* l'amplitude et la durée de l'onde M pour les muscles VL et SOL) à une secousse électrique unique évoquée, *via* les nerfs moteurs fémoral et tibial, sur les muscles relâchés dans un état potentialisé. Plus précisément, ce Tableau 9 indique que la réalisation de la MMS avait des effets considérables sur les paramètres mécaniques Ps et TC pour les deux principaux groupes musculaires des membres inférieurs testés dans cette étude (*i.e.* EG et FP).

Paramètres & Muscles testés	PRE	POST	<i>P</i> (<i>t-test</i>)	% Changement	<i>d</i> de Cohen (taille de l'effet)
Ps					
EG (N)	180 ± 32	160 ± 35	< 0,01	-10,9 ± 9,6	0,60
FP (Nm)	25,6 ± 5,6	20,9 ± 4,6	< 0,001	-18,3 ± 9,5	0,84
TC					
EG (ms)	106 ± 4	100 ± 8	0,07	-5,8 ± 9,2	1,48
FP (ms)	94,3 ± 16,6	82,8 ± 8,1	< 0,01	-10,9 ± 9,2	0,69
TSR					
EG (ms)	89,7 ± 18,2	84,0 ± 17,4	0,53	-3,6 ± 23,1	0,31
FP (ms)	109 ± 14	100 ± 18	0,17	-7,7 ± 18,8	0,68
Amplitude Onde M					
VL (mV)	11,9 ± 3,7	12,1 ± 3,1	0,63	+4,8 ± 15,6	0,06
SOL (mV)	7,8 ± 2,9	9,2 ± 2,6	< 0,01	+22,2 ± 21,2	0,48
Durée Onde M					
VL (ms)	9,8 ± 2,3	9,8 ± 1,4	0,89	+1,4 ± 13,0	0,03
SOL (ms)	3,1 ± 1,2	3,1 ± 1,4	0,99	-1,2 ± 13,2	0,00

Tableau 9 : Amplitude de la réponse mécanique (Ps), temps de contraction (TC) et temps de semi-relâchement (TSR) des muscles extenseurs du genou (EG) et fléchisseurs plantaires (FP), et caractéristiques de l'onde M pour les muscles vastus lateralis (VL) et soleus (SOL) lors de secousses électriques isolées évoquées sur les muscles relâchés dans un état potentialisé avant (PRE) et après (POST) la MMS. Toutes les valeurs sont présentées en tant que moyenne ± écart type.

En ce qui concerne les aspects centraux de la fatigue, la MMS n'induisait pas de changement de %AV pour les FP ($P = 0,73$; Figure 34). En revanche, une forte tendance statistique ($P = 0,05$; $d = 0,96$) de diminution de $2,18 \pm 2,96$ % de ce paramètre %AV était observée au niveau des muscles EG après la MMS (Figure 33). Enfin, RMS.M^{-1} ne changeait pas significativement sous l'effet de la MMS, cela à la fois pour les EG (de $6,89 \pm 2,81$ % avant la MMS à $6,17 \pm 2,01$ % après la MMS ; $P = 0,14$) et les FP (de $3,58 \pm 0,63$ % avant la MMS à $3,58 \pm 1,09$ % après la MMS ; $P = 0,99$).

4. Biomécanique et coût métabolique de la marche

Les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche, ainsi que leurs évolutions sous les effets :

- i) du port aigu d'équipements militaires (effet « masse »),
- ii) du temps entre PRE et POST (effet « fatigue » induite par la MMS),
- iii) de l'interaction entre ces facteurs équipement et temps (« masse × fatigue »),

sont présentés respectivement dans les Tableaux 10 et 11 à la page suivante.

Paramètres	PRE			POST			P (ANOVA)		
	SP	CB	MA	SP	CB	MA	T	E	T x E
Fréquence de pas (Hz)	1,73 ± 0,09 [§]	1,73 ± 0,07	1,69 ± 0,07	1,75 ± 0,09	1,76 ± 0,10	1,71 ± 0,07	0,147	0,012	0,864
Temps d'appui relatif (%)	64,9 ± 0,7 [£]	66,3 ± 0,8	66,9 ± 0,9	65,1 ± 0,4 [£]	66,4 ± 0,8	67,4 ± 1,2	0,211	< 0,0001	0,299
Temps de double contact (%)	29,6 ± 1,4 [£]	32,6 ± 1,6	33,8 ± 1,7	30,3 ± 0,9 [£]	32,6 ± 1,7	35,0 ± 2,3	0,196	< 0,0001	0,140
W_{ext} (J.m ⁻¹)	19,4 ± 3,6 [£]	28,5 ± 4,8	31,9 ± 7,0	19,2 ± 3,3 [£]	26,6 ± 4,1	31,4 ± 5,3	0,117	< 0,0001	0,187
$W_{ext,MT}$ (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹)	0,228 ± 0,041 [#]	0,267 ± 0,041	0,261 ± 0,060	0,231 ± 0,046 [#]	0,254 ± 0,038	0,262 ± 0,050	0,557	0,004	0,238
Transfert d'énergie (%)	72,2 ± 3,9	70,8 ± 3,1	71,5 ± 3,9	71,9 ± 4,6	72,3 ± 2,8	71,7 ± 3,0	0,496	0,874	0,174
$W_{int,dc}$ (J.m ⁻¹)	11,5 ± 2,8 [£]	15,9 ± 4,7	19,7 ± 5,0	11,2 ± 3,1 [£]	15,2 ± 3,9	19,9 ± 4,4	0,695	< 0,0001	0,587
$W_{int,dc,MT}$ (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹)	0,134 ± 0,030 [£]	0,147 ± 0,041	0,161 ± 0,041	0,133 ± 0,032 [£]	0,144 ± 0,035	0,166 ± 0,038	0,957	< 0,0001	0,559
Rendement locomoteur (%)	22,6 ± 7,9	23,9 ± 10,8	22,9 ± 8,9	19,8 ± 4,4	20,7 ± 6,6	23,9 ± 7,9	0,225	0,362	0,300

Tableau 10 : Paramètres spatio-temporels et cinétiques de la marche lors du port des équipements sport (SP), militaire de combat (CB) et militaire de marche d'approche tactique (MA) mesurés avant (PRE) et après (POST) la MMS. Les valeurs sont présentées en tant que moyenne ± écart type. Les valeurs de P des ANOVA représentent les effets principaux du temps (T), de l'équipement (E) et de l'interaction de ces deux facteurs (T×E). Les résultats des tests post hoc sont à interpréter comme suit : [§] SP = CB > MA ; [£] SP < CB < MA ; [#] SP < CB = MA ; [£] SP = CB < MA.

Paramètres	PRE			POST			P (ANOVA)		
	SP	CB	MA	SP	CB	MA	T	E	T x E
C_W brut (J.m ⁻¹)	271 ± 36 [£]	336 ± 58	369 ± 55	278 ± 48 [#]	337 ± 64	355 ± 68	0,283	< 0,0001	0,529
$C_{W,MT}$ brut (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹)	3,30 ± 0,47	3,22 ± 0,50	3,07 ± 0,38	3,43 ± 0,54 [§]	3,28 ± 0,60	3,00 ± 0,50	0,121	0,012	0,484
C_W net (J.m ⁻¹)	144 ± 37 [£]	205 ± 56	239 ± 70	150 ± 42 [#]	210 ± 56	228 ± 60	0,578	< 0,0001	0,529
$C_{W,MT}$ net (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹)	1,74 ± 0,44	1,97 ± 0,46	1,98 ± 0,44	1,85 ± 0,45	2,04 ± 0,52	1,92 ± 0,45	0,303	0,098	0,596

Tableau 11 : Coût énergétique de la marche lors du port des équipements sport (SP), militaire de combat (CB) et militaire de marche d'approche tactique (MA) mesuré avant (PRE) et après (POST) la MMS. Les valeurs sont présentées en tant que moyenne ± écart type. Les valeurs de P des ANOVA représentent les effets principaux du temps (T), de l'équipement (E) et de l'interaction de ces deux facteurs (T×E). Les résultats des tests post hoc sont à interpréter comme suit : [£] SP < CB < MA ; [#] SP < CB = MA ; [§] SP > RM.

En ce qui concerne les paramètres mécaniques de la marche, les ANOVA révélèrent donc que le port aigu d'équipements militaires altérait l'ensemble des paramètres spatio-temporels de la marche (toutes les valeurs de $P < 0,05$), ainsi que l'ensemble des travaux mécaniques absolus et relatifs mesurés dans cette étude (toutes les valeurs de $P < 0,01$). Le transfert d'énergie mécanique au niveau du CM par le mécanisme de pendule inversé et le rendement locomoteur n'étaient, en revanche, pas significativement modifiés sous l'effet du port aigu d'équipements militaires ($P = 0,874$ et $P = 0,362$, respectivement).

En ce qui concerne les paramètres métaboliques de la marche, C_W brut et C_W net étaient significativement augmentés lors du port aigu d'équipements militaires ($P < 0,0001$). De plus, une tendance à l'augmentation ($P = 0,098$) de $C_{W,MT}$ net était observée sous l'effet de ce facteur équipement. Enfin, $C_{W,MT}$ brut était significativement diminué lors du port aigu d'équipements militaires ($P = 0,012$).

Pour finir, contrairement aux multiples effets mécaniques et métaboliques du port aigu d'équipements militaires décrits ci-dessus, ni le facteur temps entre PRE et POST (*i.e.* la fatigue induite par la MMS), ni le facteur d'interaction entre le temps et le port aigu d'équipements militaires (*i.e.* interaction fatigue \times masse) n'avait d'effet sur les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche chez les sujets de cette étude (toutes les valeurs de $P > 0,117$).

DISCUSSION

1. Effort et conséquences subjectives de la mission militaire

1.1. Intensité d'effort au cours de la mission

L'évolution générale de la FC au cours de la MMS (Figure 31) était en accord avec les observations rapportées dans la littérature militaire, à savoir « *une présence majeure d'activités d'endurance (i.e. intensité d'exercice modérée) associée à des périodes d'effort intense* » (Henning et al. 2011).

Les données de FC collectées au cours de la MMS (Figure 32) indiquaient que la période la plus intense sur le plan cardio-respiratoire était la marche d'approche tactique de 4 h réalisée au début de la mission ($\sim 73 \pm 7$ % de FC_{max}). Ce résultat s'expliquait en grande partie par les longues périodes de marche en montée (570 m de dénivelé positif, Figure 31) réalisées en portant des masses sévères (~ 52 % de la MC des sujets). À l'inverse, la phase de combat de 14 h était la période la moins intense de la MMS avec une FC relative moyenne d'environ 45 ± 5 % de FC_{max} . Ce second constat s'expliquait notamment par les deux périodes de repos/sommeil durant 3 h chacune, soit au total plus de 40 % de la durée de cette phase de combat. Toutefois, la FC atteignait des pics à $\sim 83 \pm 6$ % de FC_{max} durant la phase de combat, indiquant que les phases de patrouille et reconnaissance étaient relativement intenses et que les sujets s'impliquaient physiquement dans cet exercice. Enfin, bien que la marche de retour de 3 h ait été réalisée à une vitesse élevée ($5,5 \text{ km.h}^{-1}$ en moyenne), ce au regard (i) de l'effort précédemment réalisé par les sujets (i.e. 18 h d'exercice sur le terrain), (ii) de la vitesse communément observée lors des marches militaires (autour de 4 km.h^{-1} , comme lors de la marche d'approche de 4 h), et surtout (iii) des conditions de portage (~ 52 % de MC), la présence majeure de dénivelé négatif (Figure 31) résultait en une FC assez modérée ($\sim 60 \pm 6$ % de FC_{max}).

1.2. Effort perçu et fatigue ressentie à l'issue de la mission

À la fin de l'exercice, les sujets expérimentés de cette étude ont qualifié l'effort représenté par la MMS dans son ensemble comme « très difficile », ce qui se traduisait par une valeur de RPE de $16,7 \pm 2,4$ sur l'échelle de Borg (graduée de 6 à 20). Par ailleurs, les valeurs de RPF augmentaient significativement ($P < 0,01$; $d = 3,47$) entre PRE ($8,3 \pm 2,2$ « très très peu fatigué ») et POST ($15,9 \pm 2,1$ « très fatigué »). Ainsi, de façon intéressante, la sensation de fatigue générale des sujets augmentait d'environ 100 % entre PRE et POST, alors que les pertes de force lors des CMV (i.e. l'indice objectif global de fatigue neuromusculaire) ne diminuait que de façon modérée (~ 10 %, Figures 33 et 34) pour les EG et FP dans le même temps. Cependant, il est très probable que la fatigue périphérique considérable constatée à l'issue de la MMS (Figures 33 et 34, Tableau 9) et les

conditions de terrain associées à la perturbation du rythme de sommeil des sujets (deux périodes de 3 h de sommeil séparées de 2 h de patrouilles) aient contribué à ce résultat sur le plan subjectif. En effet, ces différents facteurs sont connus pour être des sources importantes de fatigue subjective (Rodgers et al. 1995, Knicker et al. 2011, Millet 2011).

2. Fatigue neuromusculaire induite par la mission militaire

2.1. Comparaison aux exercices d'ultra-endurance

2.1.1. Perte de force et fatigue centrale

En accord avec la première hypothèse de cette étude, la MMS, qui consistait principalement à marcher pendant une durée extrême avec des charges militaires importantes à sévères, induisait une fatigue plus modérée que celle observée à l'issue d'ultra-marathons ; ces derniers consistant à courir ou à marcher à vitesse élevée pendant des durées extrêmes et avec des équipements légers. En effet, dans cette étude, l'amplitude des pertes de force entre PRE et POST (~10 % pour les EG et FP, Figures 33 et 34) était trois à quatre fois plus faible comparativement aux données rapportées à l'issue d'ultra-marathons réalisés en montagne (Millet et al. 2011b) et sur tapis roulant pendant 24 h (Martin et al. 2010) pour les mêmes groupes musculaires.

Par ailleurs, il est à noter que les altérations d'origine centrale, connues pour être les principales causes de la fatigue neuromusculaire observée à l'issue des courses d'ultra-endurance (Millet et al. 2002, Millet & Lepers 2004, Martin et al. 2010), étaient très modérées à l'issue de la MMS, et n'étaient détectées que pour les muscles EG avec une diminution de %AV de seulement $2,2 \pm 3,0$ % ($P = 0,05$; $d = 0,96$).

L'une des différences notables entre les ultra-marathons et les missions militaires telles que celle réalisée dans cette étude résidait dans la gestion de l'effort et son intensité. En effet, dans le premier cas, les ultra-marathonniens réalisaient la course « aussi vite que possible » alors que, dans le second, les soldats étaient tenus de suivre un plan de mission et des vitesses de déplacement préétablis. Par conséquent, les écarts de %AV, et dans leur prolongement ceux relatifs aux CMV, étaient influencés (entre autres) par ce contraste important entre les deux types d'exercices.

Cela étant, les résultats de cette étude du portage militaire de durée extrême étaient tout de même en accord avec les travaux relatifs aux courses d'ultra-endurance ayant montré que les EG sont plus sensibles à la fatigue centrale que les FP (Martin et al. 2010, Millet et al. 2011b).

2.1.2. Fatigue périphérique

En formulant la première hypothèse de cette étude, nous avons indiqué que nous nous attendions à observer une fatigue plus faible à l'issue de la MMS par rapport aux courses d'ultra-endurance (*vide supra*), et ce plus spécifiquement au niveau périphérique. Les résultats de ce travail contredisaient cependant ce point spécifique de notre hypothèse, et indiquaient que l'impact des exercices de portage militaire de durée extrême ne doit pas être sous-estimé sur le plan musculaire. En effet, les altérations périphériques de la fonction neuromusculaire étaient importantes après la MMS, et même très proches de celles rapportées à l'issue d'ultra-marathons pour les muscles FP. À titre d'exemple, après la mission, PDb100 était diminué de $6,4 \pm 8,0$ % pour les EG ($P < 0,05$; $d = 0,43$) et de $18,2 \pm 9,8$ % pour les FP ($P < 0,001$; $d = 1,14$), alors que l'étude de l'ultra-marathon en montagne utilisant le même indice avait rapporté des déclinés moyens d'environ 12 % et 20 % pour les EG et FP, respectivement (Millet *et al.* 2011b). Par ailleurs, les stimulations uniques évoquées sur les muscles EG et FP relâchés dans un état potentialisé révélaient des diminutions conséquentes de Ps et TC à l'issue de la MMS (Tableau 9). Ces altérations étaient également comparables à celles induites par les courses d'ultra-endurance, en particulier pour les muscles FP (Millet *et al.* 2002, Millet *et al.* 2011b).

La fatigue périphérique à l'issue de la MMS n'était donc pas attendue à un tel niveau étant donné que, dans des conditions de durée et d'environnement assez proches de celles de la MMS, les ultra-marathons impliquent en plus des actions musculaires excentriques et des chocs répétés (Morin *et al.* 2011b). Cependant, il reste que les conditions de charges emportées étaient très différentes entre ces deux types d'exercices. Les masses sévères portées par les soldats durant la MMS ont ainsi dû contribuer à cette fatigue périphérique importante à l'issue de la mission, en impliquant davantage d'actions musculaires excentriques par exemple.

Enfin, la présence d'une FBF pour les EG à l'issue de la mission (diminution de l'indice Db10:100 de $5,5 \pm 9,3$ % ; $P = 0,08$; $d = 0,53$) indiquait des dégradations spécifiques du couplage excitation-contraction (*i.e.* réduction du largage et des mouvements de Ca^{2+} , baisse de la sensibilité myofibrillaire à Ca^{2+} ; Fitts 1994, Hill *et al.* 2001, Bruton *et al.* 2008) ainsi que des dommages musculaires (Jones 1996). De même pour les muscles FP, la diminution de la force évoquée à 10 Hz (certes dans une proportion semblable à PDb100, *i.e.* ~18 %, puisque le ratio Db10:100 n'était pas modifié pour ce groupe musculaire) suggérait la présence d'altérations à l'intérieur de la fibre musculaire (Place *et al.* 2010). Sur un plan appliqué, cette tendance à la FBF après la MMS indiquait que le principe selon lequel une intensité d'exercice modérée est insuffisante pour générer ce type d'altérations musculaires (Martin *et al.* 2010) n'est pas applicable dans le cadre du portage ; en particulier pour les EG qui présentaient une FBF plus marquée/spécifique.

À la différence des courses d'ultra-endurance après lesquelles l'amplitude de l'onde M était diminuée et sa durée pic-à-pic augmentée pour le VL et le SOL (*Millet et al. 2011b*), la MMS induisait une augmentation de l'amplitude de l'onde M de $22,2 \pm 21,2$ % pour le SOL ($P < 0,01$; $d = 0,48$), sans aucun changement par ailleurs (Tableau 9). Ce résultat constituait donc la différence la plus frappante sur le plan des altérations périphériques entre le portage militaire de durée extrême et les courses d'ultra-endurance. Aussi, ce dernier suggérait que l'excitabilité du muscle était préservée pour le VL et le SOL à l'issue de cette mission militaire de durée extrême. Par conséquent, et en accord avec les résultats précédemment discutés à propos de la FBF, des processus survenant après la propagation du potentiel d'action le long du sarcolemme (impliquant donc Ca^{2+} et/ou la machinerie contractile au niveau myofibrillaire ; *Place et al. 2010*) étaient impliqués dans la réduction de la réponse mécanique.

2.2. Comparaison aux exercices de portage de durée modérée

Nous n'avons pas connaissance de données relatives à la fatigue neuromusculaire des muscles FP à l'issue d'un exercice de portage, qu'il soit de courte ou longue durée. Ce constat est étonnant vu que ces muscles sont, avec les EG, les plus impliqués dans la propulsion lors de la marche ; du moins sur un terrain plat. Les résultats de la présente étude, à savoir une perte de force des FP de 10,7 % associée à de larges altérations périphériques à l'issue d'une mission militaire de 21 h, semblent donc constituer les premières données pour de futures discussions à propos de ce groupe musculaire.

En ce qui concerne les muscles EG, il était surprenant de constater que la MMS de 21 h induisait un niveau de fatigue neuromusculaire global (-10,2 % de CMV) quasiment similaire à celui décrit à l'issue d'exercices de portage de durées inférieures ou égales à ~3 h. En effet, après une marche de 12,1 km réalisée en extérieur à une vitesse moyenne de 4 km.h^{-1} et avec des masses totales emportées allant de 13 à 27 kg, *Clarke et al. (1955)* ont observé des pertes de force d'environ 8 % en moyenne chez des militaires. *Blacker et al. (2010)* ont même mesuré des pertes de force plus importantes que dans la présente étude, avec -15 % de CMV pour les EG à l'issue d'une épreuve de marche de seulement 2h réalisée à $6,5 \text{ km.h}^{-1}$ sur tapis roulant et avec un sac à dos de 25 kg (soit ~31 % de la MC moyenne des sujets de leur étude). Par ailleurs, au-delà de cet indice global, ces chercheurs ont également rapporté des déficits centraux (baisse du niveau d'activation volontaire de 4,2 %) ainsi qu'une FBF (diminution de 4,5 % du rapport entre les forces évoquées à 20 Hz et 50 Hz ; *Blacker et al. 2010*). Dans l'ensemble, ces altérations centrales et périphériques étaient donc relativement similaires à celles rapportées dans la présente étude. Cette comparaison n'allait pas dans le sens notre seconde hypothèse selon laquelle la MMS induirait une fatigue et des altérations centrales et périphériques plus importantes que les exercices de portage de durée modérée ; du moins pour les muscles EG.

Même si ces résultats peuvent paraître surprenants à première vue, et ce du fait notamment :

- i) des durées d'effort très différentes entre les études (2 à 3 h vs. 21 h),
- ii) des facteurs de stress environnementaux également très distincts (marche sur un tapis roulant ou sur un terrain plat vs. mission militaire réalisée dans un environnement semi-montagneux et impliquant des perturbations des rythmes circadien et alimentaire),
- iii) des conditions de portage pour le moins variables (jusqu'à 27 kg portés, soit ~30 % de la MC vs. jusqu'à 52 % de la MC chez les sujets de cette étude),

d'autres éléments doivent être considérés afin de mieux les interpréter et de bien les comprendre.

D'abord, la question du niveau d'expertise et d'entraînement au portage des sujets doit être considérée (*Knapik et al. 2012*). En effet, *Blacker et al. (2010)* ont conduit leur étude chez des individus pratiquant la randonnée de manière épisodique et récréative, alors que le présent travail s'est intéressé à des soldats expérimentés et régulièrement confrontés au portage militaire sévère.

Par ailleurs, en observant le profil de la MMS et l'évolution de l'intensité d'exercice au cours de cette dernière (Figures 31 et 32), on peut raisonnablement suggérer que la distribution des périodes de reconditionnement, de rationnement et de repos/sommeil tout au long d'une mission militaire a permis aux fantassins de récupérer et limiter leur état de fatigue neuromusculaire. Néanmoins pour valider définitivement cette hypothèse, il aurait été nécessaire d'investiguer la fonction neuromusculaire à différentes reprises au cours de la MMS. De futures recherches sont donc nécessaires dans ce sens. Cela étant, nos résultats semblent indiquer que la gestion typique de l'effort au cours d'une mission militaire est bénéfique pour la préservation de la fonction neuromusculaire des soldats, ce qui apparaît favorable à un maintien de leurs capacités opérationnelles à un niveau relatif élevé.

3. Effets de la masse et de la réalisation de la mission sur la locomotion

3.1. Influence de la masse portée

Les résultats relatifs aux effets aigus du port de masses (*i.e.* comparaisons entre les conditions d'équipement SP, CB et MA avant ou après exercice) étaient en accord avec les résultats de notre première étude (cf. « Première partie »). Très brièvement, la biomécanique et le coût métabolique de la marche étaient donc significativement altérés sous l'effet du port d'équipements militaires modernes, et ce en accord avec les précédentes données de la littérature (*e.g. Pandolf et al. 1977, Griffin et al. 2003, Bastien et al. 2005b*). Seuls les résultats relatifs à la MMS (fatigue) et aux aspects d'interaction entre le port de masses et la fatigue seront donc discutés dans les paragraphes suivants.

3.2. Influence de la fatigue liée à la réalisation de la mission

Contrairement à notre troisième hypothèse, ni les paramètres biomécaniques, ni le coût métabolique de la marche n'étaient significativement altérés par la fatigue neuromusculaire induite par la MMS. Ce résultat peut sembler surprenant, en particulier sur le plan biomécanique, puisque les travaux de la littérature ont montré que les pressions plantaires, les forces de réaction du sol et la cinématique de la marche sont affectées à la fois par des protocoles fatigants conduits en laboratoire (*Bisiaux & Moretto 2008, Parijat & Lockhart 2008, Qu & Yeo 2011, Murdock & Hubley-Kozey 2012, Wang et al. 2012*), et des marches de durées prolongées à extrêmes réalisées sur le terrain (*Stolwijk et al. 2010, Simpson et al. 2012*). Néanmoins, différentes explications peuvent permettre de rationaliser ce constat :

En premier lieu, le choix des paramètres biomécaniques de notre étude peut partiellement expliquer l'absence de dégradations visibles de la marche à l'issue de la MMS de 21 h. En effet, parmi les travaux qui ont étudié les effets de la fatigue sur le pattern de marche, celui de *Qu & Yeo (2011)* a montré un effet significatif de ce facteur fatigue. Cependant, cette étude traitait de la variabilité des caractéristiques temporelles du pas (*i.e.* déviations vis-à-vis du pas moyen), ce qui constitue un type d'analyse particulier. En effet, en étudiant les paramètres spatio-temporels « absolus » de la marche, *Bisiaux & Moretto (2008)* n'ont rapporté aucun changement de ces derniers, au même titre que le présent travail. Par ailleurs en ce qui concerne cette question de la sensibilité des paramètres aux effets de la fatigue, il est à noter que les autres travaux qui ont traité de cette problématique se sont majoritairement concentrés sur les pressions plantaires (*Gefen 2002, Bisiaux & Moretto 2008, Stolwijk et al. 2010*) ou les données cinétiques « brutes » de la marche (*e.g.* pic de force, taux de charge, durée pics-à-pics ; *Simpson et al. 2012, Wang et al. 2012*). Les effets rapportés par ces études concernaient donc d'autres aspects locomoteurs que ceux traduits par le travail mécanique (W_{ext} , $W_{\text{int,dc}}$) ou encore le transfert d'énergie en pendule inversé, mesurés dans le présent travail.

En second lieu, pour expliquer cette absence de répercussion de la fatigue sur les paramètres spatio-temporels et cinétiques de la marche, profitons d'avoir caractérisé la fatigue neuromusculaire à l'issue de la MMS. En effet, à la lumière des altérations neuromusculaires assez modérées qui ont été mesurées après la MMS (diminution de CMV de ~10 % pour les EG et FP, cf. détails aux sections 2.1. et 2.2. ci-avant), il est probable que ces dernières aient été insuffisantes pour affecter les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche. Pour soutenir cette idée, nous pouvons d'ailleurs prendre comme exemple les travaux ayant traité des altérations locomotrices à l'issue d'ultra-marathons (*Morin et al. 2011a,b*). En effet, ces derniers n'ont rapporté que des changements de pattern de course assez fins (variations pré/post de ~10 % à des vitesses de course de 10 et 12 km.h⁻¹), pris en comparaison des pertes de force (CMV) d'environ 40 % relevées pour les muscles EG et FP après

exercice (*Martin et al. 2010, Millet et al. 2011b, Morin et al. 2011a,b*). Par ailleurs, même si le niveau de RPF était élevé à l'issue de la MMS, les sujets n'ont pas mentionné de douleurs particulières au niveau des membres inférieurs, ce qui aurait pu induire ou favoriser l'apparition d'altérations locomotrices (voir par exemple *Millet et al. 2009, Stolwijk et al. 2010, Morin et al. 2011a,b*).

En dernier lieu, il est également possible que les soldats de cette étude aient été capables d'user de stratégies neuromusculaires et/ou locomotrices (e.g. recrutement de muscles synergiques, réduction des actions musculaires antagonistes) afin de compenser leur état de fatigue, et de maintenir ainsi un pattern constant avant et après la MMS. À l'inverse, la perspective d'une telle compensation de la fatigue aurait été plus improbable à l'issue par exemple d'un protocole fatigant induisant une perte de force de 60 % localisée au niveau des EG (*Parijat & Lockhart 2008*). Par conséquent, les résultats de ce travail soulèvent la question de la portée des protocoles fatigants réalisés en laboratoire ; ces derniers étant susceptibles d'induire des effets non naturellement rencontrés lors d'exercices réels, contrairement aux protocoles de terrain qui les induisent et reflètent précisément (*Knicker et al. 2011*). En effet, si l'on considère les réponses locomotrices des sujets de cette étude comme représentatives de celles des soldats en contexte militaire réel, alors nous pouvons conclure que le pattern spatio-temporel et les travaux mécaniques de la marche ne sont pas significativement modifiés à l'issue d'exercices de portage de durée extrême. Dans le prolongement de cette logique, nos résultats pourraient également suggérer que d'autres facteurs que ceux relatifs aux aspects neuromusculaires et biomécaniques de la marche pourraient expliquer les blessures et chutes survenant à l'issue des missions militaires et marches prolongées (pour une revue, voir *Ainslie et al. 2005*). Une diminution de l'attention et une fatigue cognitive peuvent d'ores et déjà être citées comme sources d'explications potentielles mais de futures études sont nécessaires pour confronter ces différentes possibilités.

3.3. Interaction entre la masse portée et la fatigue liée à la réalisation de la mission

Dans ce travail, aucune interaction n'a été observée entre les effets du port d'équipements militaires et la fatigue induite par la MMS sur les paramètres biomécaniques et le coût métabolique de la marche. Ce résultat était en accord avec notre quatrième hypothèse de travail, et s'inscrivait dans le prolongement des données biomécaniques rapportées par *Qu & Yeo (2011)*, *Simpson et al. (2012)* et *Wang et al. (2012)* ; ces derniers n'ayant observé aucun effet d'interaction entre la fatigue et la charge sur des paramètres spatio-temporels, cinématique (amplitude des mouvements articulaires) ou cinétiques (taux de charge, impulsions, amplitude des forces de réaction du sol) de la marche. En d'autres termes, ce constat indiquait que l'évolution des paramètres biomécaniques et métaboliques entre les conditions SP, CB et MA n'était pas différente avant ou après la réalisation de la MMS.

4. Limites et derniers éléments de discussion

Une limite possible de cette étude concernait l'absence de groupe contrôle pour éliminer l'influence potentielle de la perturbation du rythme de sommeil des sujets sur la fonction neuromusculaire. En effet, seules deux périodes de 3 h de repos/sommeil séparées par une phase active de patrouille de 2 h ont été autorisées aux sujets pendant la mission. Cependant, dans le cadre de l'étude de l'ultra-marathon, Martin *et al.* (2010) ont montré que leurs sujets contrôles ne présentaient aucun changement de la fonction neuromusculaire après 24 h de privation totale de sommeil. Par conséquent, nous imaginons que ce choix méthodologique n'a pas influencé ou altéré nos données. Du reste, à l'issue d'une expérimentation au cours de laquelle un groupe contrôle était soumis à 48 h de privation totale de sommeil, Rodgers *et al.* (1995) n'ont rapporté aucune modification significative de la fonction neuromusculaire, ce qui renforce notre opinion sur ce point méthodologique.

Une autre limite possible était le délai entre la fin de la MMS et le début des mesures sur tapis roulant (dû à la procédure d'évaluation de la fonction neuromusculaire réalisée immédiatement après l'exercice) qui a potentiellement pu favoriser la récupération chez les sujets. Néanmoins, lorsque des sujets présentent des altérations neuromusculaires modérées telles que celles observées dans ce travail, les facteurs métaboliques sont généralement faiblement impliqués dans la fatigue. Par conséquent, ce délai avant la réalisation des évaluations de la biomécanique et du coût métabolique de la marche ne semble pas critique ; en particulier si l'on considère le fait que la procédure d'évaluation de la fonction neuromusculaire impliquait la réalisation de CMV, ce qui diffère d'une période de repos complet.

Par ailleurs, bien que la MMS ait été définie en vue de représenter au mieux une mission militaire, il faut admettre qu'une telle simulation diffère sensiblement de la réalité opérationnelle. Par exemple, l'absence de stress, de peur ou d'objectifs opérationnels réels est une limite à cette simulation. Par conséquent, l'environnement représenté par la MMS doit être davantage considéré comme un contexte physiquement et/ou physiologiquement représentatif, plutôt qu'un contexte militairement représentatif. Toutefois, nous restons convaincus qu'une telle simulation de terrain reste plus représentative et scientifiquement appropriée que des protocoles fatigants réalisés en laboratoire.

Pour finir, il nous semble important de discuter des écarts types mesurés pour les différences PRE/POST dans ce travail. En effet, une des particularités de ce type de données concerne leur variabilité interindividuelle généralement élevée. Sur le plan mathématique, cette augmentation des écarts types s'explique ordinairement par le fait que les différences PRE/POST prennent souvent et

majoritairement des valeurs négatives (e.g. perte de force), mais peuvent parfois prendre des valeurs nulles ou positives pour quelques sujets. Par ailleurs, ce constat tend ordinairement à s'accroître lorsque les études impliquent un échantillon de sujets relativement faible, à la manière de la présente. Néanmoins, nous pensons que l'effort militaire et son déroulement sur le terrain constituent également une source d'augmentation des écarts dans les réponses neuromusculaires des individus à l'exercice. En effet, lorsqu'un groupe de fantassins est déployé sur le terrain avec pour objectif de rejoindre un lieu en un temps donné par exemple, l'obligation pour eux de rester groupés pendant leur progression va inciter les individus les plus endurants et performants à s'adapter aux capacités moins élevées de certains de leurs homologues, et réciproquement. Ceci peut donc constituer une source d'accentuation des écarts types mesurés à l'issue de l'exercice. Ainsi, en plus de tendre vers des études réalisées sur des échantillons de sujets importants, il est donc fortement recommandé de constituer des groupes de soldats homogènes pour limiter l'influence de cet effet, comme nous nous sommes efforcés de le faire au cours de ce travail.

En résumé, les principaux résultats de cette seconde étude de thèse étaient les suivants :

- (i) La perte de force moyenne (CMV) mesurée après la MMS de 21 h était d'environ 10 % et s'expliquait essentiellement par des facteurs neuromusculaires périphériques pour les groupes musculaires EG et FP (ces muscles étant considérés comme les principaux générateurs de force lors de la marche sans et avec port de masses).
- (ii) Une forte tendance statistique ($P = 0,08$) suggérait la présence d'une FBF des EG à l'issue de la MMS (diminution de Db10:100 de 5,5 %), et une diminution de 20 % de la force évoquée à 10 Hz pour les FP indiquait également l'existence de perturbations mécaniques et métaboliques (Ca^{2+}) de ce groupe musculaire après l'exercice.
- (iii) Les perturbations de la fonction neuromusculaire étaient associées à de hauts niveaux de fatigue subjective, mais cette dernière n'était pas couplée aux mécanismes neuromusculaires centraux.
- (iv) La fatigue induite par la MMS de 21 h n'impliquait aucune modification des caractéristiques mécaniques et métaboliques de la marche chez les soldats expérimentés de cette étude, et aucun effet d'interaction entre la masse portée et la fatigue n'était constaté par ailleurs.

Ainsi, en accord avec la première hypothèse de ce travail, la fatigue induite par la MMS était plus modérée que celle mesurée à l'issue de courses d'ultra-endurance. Cependant, c'est au niveau central que les différences les plus importantes étaient constatées.

Par ailleurs, contrairement à notre seconde hypothèse, la fatigue (des EG) induite par la MMS était assez similaire à celle mesurée à la suite d'exercices de portage de durée inférieure à ~3 h, aussi bien en ce qui concerne les paramètres neuromusculaires centraux que périphériques.

Enfin, contrairement à notre troisième hypothèse, la fatigue induite par la MMS de 21 h n'avait pas de répercussion sur les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche mesurés dans cette étude. De plus, en accord avec notre dernière hypothèse, aucun effet d'interaction entre la fatigue induite par la MMS et le port d'équipements (masses) militaires n'était constaté.

CONCLUSION & PERSPECTIVES

Depuis plus d'un siècle, la littérature scientifique indique que le port et la distribution des masses sur le corps d'un individu sont des facteurs d'altération des aspects biomécaniques et physiologiques de la locomotion. Pour des raisons qui leurs sont propres, certaines activités exigent néanmoins d'emporter de nombreux équipements, et de les positionner autour du corps du porteur sans pouvoir respecter les principes de distribution considérés comme optimaux. Parmi ces activités, les efforts militaires impliquent en effet l'emport de charges importantes (~ 30 % MC) à extrêmes (≥ 75 % MC) selon les missions, ainsi qu'une distribution complexe des équipements autour du corps du soldat basée ordinairement sur ses besoins opérationnels et de protection. Avant la réalisation de ce travail, l'exploration de la littérature avait révélé un manque de connaissances des effets du port d'un système fantassin en configurations opérationnelles réelles sur la locomotion. Par ailleurs, l'investigation du travail mécanique en lien avec le coût métabolique net de la marche n'avait fait l'objet d'aucune étude chez les militaires ou, plus généralement, pour des masses supérieures à 30 % de la MC des sujets. En partant de ces différents constats, cette thèse s'est donc proposée, dans un premier temps, d'investiguer les effets aigus du port d'un système fantassin moderne en configurations de combat et de marche d'approche tactique, sur le coût métabolique, le travail mécanique et les paramètres de transfert d'énergie et de rendement locomoteur de la marche chez des fantassins expérimentés.

Les principaux résultats de cette première étude étaient que, de façon attendue, le travail mécanique et le coût métabolique de la marche augmentaient conjointement lors du port d'équipements de fantassins modernes de combat et de marche d'approche par rapport à la marche sans charge. Toutefois, contrairement à notre hypothèse initiale relative aux effets de la distribution des masses, il apparaissait que les effets mécaniques et métaboliques observés lors du port du système fantassin français n'étaient manifestement pas plus importants que ceux rapportés lors du port de masses positionnées symétriquement autour de la taille (*i.e.* du CM du sujet) ; cette méthode de portage étant pourtant considérée comme l'une des plus optimisées pour l'être humain. Ainsi, ces différents résultats suggéraient que l'approche ergonomique consistant à distribuer et contrebalancer les équipements autour du tronc du soldat, tout en respectant ses besoins opérationnels, est efficace et bénéfique pour le soldat et son activité.

Néanmoins, même si cette approche ergonomique bénéfique est adoptée et appliquée lors de la conception des systèmes fantassins, chaque unité de masse portée reste considérablement contraignante sur les plans mécanique et métabolique. Par conséquent, la définition des équipements futurs doit s'orienter vers une réduction de la masse totale emportée par les fantassins et/ou vers une assistance au portage (*e.g.* exosquelettes, mules, robots). À ce titre, en parallèle des aspects scientifiques de ce travail de thèse et en étroite collaboration avec les équipes de développement, nous avons d'ores et déjà pu imaginer différentes solutions nouvelles. En effet, sur le plan de la

réduction des masses, nous avons développé jusqu'au stade de démonstrateur/prototype un nouveau concept de structure de portage visant à emporter les mêmes équipements que ceux intégrés dans le système FELIN, mais présentant une masse plus réduite. Plus précisément, en fusionnant les trois principales structures de portage que sont l'enveloppe textile du gilet balistique, le gilet électronique et le sac à dos, nous parvenons actuellement à réduire la masse du système fantassin d'un peu plus de 3 kg, tout en favorisant une distribution des équipements encore plus proche du tronc du porteur par une réduction du nombre de couches textiles. Cet effort peut paraître relativement maigre au regard de la masse totale du système FELIN actuel. Cependant, ce travail représente une première impulsion, qu'il faudra ensuite accompagner d'une miniaturisation des équipements électroniques, optroniques, des batteries, des munitions... et d'une réduction de leurs masses puisque ceux-ci représentent la majeure partie de la masse du système fantassin actuel. À ce sujet, et pour rejoindre le second versant d'optimisation précédemment évoqué, l'armée française a récemment proposé une étude technico-opérationnelle (*i.e.* réflexion en partenariat avec les industriels de la défense) visant, d'une part, à l'allègement global du combattant débarqué et, d'autre part, à l'assistance de ce dernier sur le champ de bataille *via* les technologies modernes telles que les exosquelettes. À ce stade, nous travaillons donc pour nous inscrire dans ce projet, et ce dans la lignée du présent travail. Enfin, si ces différentes perspectives constituent des buts à poursuivre dans un futur proche, un autre horizon scientifique à cette étude des effets aigus du port de charges militaires était d'investiguer les aspects à long terme du portage ; ce que nous avons donc abordé à travers la seconde étude de cette thèse.

En effet, il est connu que la fatigue varie selon la nature de l'effort réalisé, son intensité ou encore sa durée. Aussi, les missions militaires se caractérisent généralement par l'emport de masses sévères (~50 % MC) pendant des durées d'effort extrêmes (~24 h), et l'exploration de la littérature avait révélé que les effets de ces deux perturbations et sources de fatigue n'avaient jusqu'alors été considérés que de façon séparée. De plus, tous les travaux relatifs aux conséquences neuromusculaires ou locomotrices à long terme du portage avaient été conduits lors d'efforts de durée inférieure à ~3 h et/ou en laboratoire, ce qui n'avait pas permis de considérer l'influence des facteurs environnementaux observables en conditions opérationnelles réelles. Dans ce contexte, ce travail de thèse s'est donc proposé d'étudier les effets d'une mission militaire de 21 h impliquant l'emport continu de charges importantes à sévères sur la fatigue neuromusculaire des muscles locomoteurs (extenseurs du genou et fléchisseurs plantaires) de fantassins expérimentés ; cela dans des conditions de terrain définies par des militaires et visant à simuler au mieux un environnement opérationnel. Par ailleurs, compte tenu des liens existant entre le portage, la fatigue, et les perturbations de la locomotion et risques de blessures associés, nous avons profité de ce contexte

d'étude représentatif de la réalité pour explorer les répercussions d'un tel exercice de portage extrême sur les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche.

Sur le plan neuromusculaire, les principaux résultats de cette seconde étude étaient que la fatigue centrale et la fatigue périphérique n'étaient pas plus importantes après la mission militaire de 21 h qu'après des exercices de portage ne durant que ~3 h, contrairement à l'une de nos hypothèses initiales. Par ailleurs, ces altérations neuromusculaires induites par la mission étaient bien plus faibles que celles rapportées à l'issue de courses d'ultra-endurance, en accord cette fois avec une autre hypothèse de ce travail. Par conséquent, ces résultats suggéraient que le portage militaire de durée extrême induit des effets neuromusculaires relativement modérés chez les soldats expérimentés et pour les deux principaux muscles locomoteurs impliqués lors de la marche. L'absence de fatigue centrale substantielle observée à l'issue de la simulation militaire de 21 h était attribuée, au moins en partie, aux périodes de rationnement, de reconditionnement et de repos/sommeil distribuées tout au long des missions militaires. Ainsi, la fatigue neuromusculaire était essentiellement périphérique, bien qu'une large sensation de fatigue fût constatée chez les sujets à l'issue de l'exercice. Enfin, sur le plan locomoteur, le principal résultat était que les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche ne changeaient pas significativement sous l'effet des 21 h de mission, ce contrairement à ce qui était attendu initialement. Néanmoins, ce résultat s'expliquait probablement par le choix des paramètres étudiés, le niveau de fatigue neuromusculaire modéré des soldats, leur capacité à compenser les effets de la fatigue, ou encore une combinaison de ces différentes possibilités.

D'un point de vue plus appliqué, les résultats neuromusculaires de cette seconde étude indiquaient donc que l'organisation d'une mission militaire permet aux soldats de limiter leur état de fatigue neuromusculaire ; du moins si ces derniers profitent de chacune des phases de rationnement et de repos offerts par la mission, tel que nous avons pu l'observer chez les soldats expérimentés de cette étude. Par ailleurs, l'absence de modification des paramètres locomoteurs à l'issue de la mission laissait penser que les accidents et blessures pouvant survenir à la fin de ce type d'exercice prolongé ne s'expliqueraient pas par des changements de pattern mécanique de la marche. Ainsi, en assumant un lien entre la fatigue subjective et une diminution de l'attention et/ou des capacités cognitives, il peut être imaginé qu'une large sensation de fatigue diminuerait l'attention des sujets et expliquerait ainsi les accidents et chutes survenant à l'issue de tels exercices de portage prolongés. Cependant, de futurs travaux sont nécessaires dans ce sens. De même, l'étude d'un panel de muscles plus étendu (e.g. muscles dorsaux), de missions plus sévères avec peu/aucune période de repos (e.g. missions commando), ou encore l'étude de l'évolution de la fatigue au fur et à mesure d'une mission nous permettront d'aller plus loin dans l'interprétation de ces premiers résultats. Enfin, et pour conclure, l'étude de la course et des contraintes associées chez le fantassin mériterait une attention particulière.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Abe** D, Yanagawa K, Niihata S (**2004**) Effects of load carriage, load position, and walking speed on energy cost of walking. *Appl Ergon* 35: 329-335
- Abe** D, Muraki S, Yasukouchi A (**2008**) Ergonomic effects of load carriage on the upper and lower back on metabolic energy cost of walking. *Appl Ergon* 39: 392-398
- Ainslie** PN, Campbell IT, Lambert JP, MacLaren DP, Reilly T (**2005**) Physiological and metabolic aspects of very prolonged exercise with particular reference to hill walking. *Sports Med* 35: 619-647
- Amann** M, Dempsey JA (**2008**) Locomotor muscle fatigue modifies central motor drive in healthy humans and imposes a limitation to exercise performance. *J Physiol* 586: 161-173
- Amann** M (**2011**) Central and Peripheral Fatigue: Interaction during Cycling Exercise in Humans. *Med Sci Sports Exerc* 43: 2039-2045
- Ament** W, Verkerke GJ (**2009**) Exercise and fatigue. *Sports Med* 39: 389-422
- Askew** GN, Formenti F, Minetti AE (**2012**) Limitations imposed by wearing armour on Medieval soldiers' locomotor performance. *Proc Biol Sci* 279: 640-644
- Attwells** RL, Birrell SA, Hooper RH, Mansfield NJ (**2006**) Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. *Ergonomics* 49: 1527-1537
- Bastien** GJ, Heglund NC, Schepens B (**2003**) The double contact phase in walking children. *J Exp Biol* 206: 2967-2978
- Bastien** GJ, Schepens B, Willems PA, Heglund NC (**2005a**) Energetics of load carrying in Nepalese porters. *Science* 308: 1755
- Bastien** GJ, Willems PA, Schepens B, Heglund NC (**2005b**) Effect of load and speed on the energetic cost of human walking. *Eur J Appl Physiol* 94: 76-83
- Beekley** MD, Alt J, Buckley CM, Duffey M, Crowder TA (**2007**) Effects of heavy load carriage during constant-speed, simulated, road marching. *Mil Med* 172: 592-595

- Behm** DG, St-Pierre DM (**1997**) Effects of fatigue duration and muscle type on voluntary and evoked contractile properties. *J Appl Physiol* 82: 1654-1661
- Bell** C, Paterson DH, Kowalchuk JM, Padilla J, Cunningham DA (**2001**) A comparison of modelling techniques used to characterise oxygen uptake kinetics during the on-transient of exercise. *Exp Physiol* 86: 667-676
- Belli** A, Bui P, Berger A, Geysant A, Lacour JR (**2001**) A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *J Biomech* 34: 105-112
- Bigland-Ritchie** B (**1981**) EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exerc Sport Sci Rev* 9: 75-117
- Bigland-Ritchie** B, Woods JJ (**1984**) Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve* 7: 691-699
- Binder-Macleod** SA, Halden EE, Jungles KA (**1995**) Effects of stimulation intensity on the physiological responses of human motor units. *Med Sci Sports Exerc* 27: 556-565
- Birrell** SA, Hooper RH, Haslam RA (**2007**) The effect of military load carriage on ground reaction forces. *Gait Posture* 26: 611-614
- Birrell** SA, Haslam RA (**2008**) The influence of rifle carriage on the kinetics of human gait. *Ergonomics* 51: 816-826
- Birrell** SA, Haslam RA (**2009**) The effect of military load carriage on 3-D lower limb kinematics and spatiotemporal parameters. *Ergonomics* 52: 1298-1304
- Birrell** SA, Haslam RA (**2010**) The effect of load distribution within military load carriage systems on the kinetics of human gait. *Appl Ergon* 41: 585-590
- Bisiaux** M, Moretto P (**2008**) The effects of fatigue on plantar pressure distribution in walking. *Gait Posture* 28: 693-698
- Blackner** SD, Fallowfield JL, Bilzon JL, Willems ME (**2010**) Neuromuscular function following prolonged load carriage on level and downhill gradients. *Aviat Space Environ Med* 81: 745-753

- Bloom** D, Woodhull-McNeal AP (**1987**) Postural adjustments while standing with two types of loaded backpacks. *Ergonomics* 30: 1425-1430
- Bobet** J, Norman RW (**1984**) Effects of load placement on back muscle activity in load carriage. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 53: 71-75
- Bongiovanni** LG, Hagbarth KE (**1990**) Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. *J Physiol* 423: 1-14
- Borg** GA (**1982**) Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc* 14: 377-381
- Brockway** JM (**1987**) Derivation of formulae used to calculate energy expenditure in man. *Hum Nutr Clin Nutr* 41: 463-471
- Browning** RC, Modica JR, Kram R, Goswami A (**2007**) The effects of adding mass to the legs on the energetics and biomechanics of walking. *Med Sci Sports Exerc* 39: 515-525
- Browning** RC, Kram R (**2009**) Pound for pound: Working out how obesity influences the energetics of walking. *J Appl Physiol* 106: 1755-1756
- Bruton** JD, Place N, Yamada T, Silva JP, Andrade FH, Dahlstedt AJ, Zhang SJ, Katz A, Larsson NG, Westerblad H (**2008**) Reactive oxygen species and fatigue-induced prolonged low-frequency force depression in skeletal muscle fibres of rats, mice and SOD2 overexpressing mice. *J Physiol* 586: 175-184
- Castellani** JW, Delany JP, O'Brien C, Hoyt RW, Santee WR, Young AJ (**2006**) Energy expenditure in men and women during 54 h of exercise and caloric deprivation. *Med Sci Sports Exerc* 38: 894-900
- Cavagna** GA, Saibene FP, Margaria R (**1963**) External work in walking. *J Appl Physiol* 18: 1-9
- Cavagna** GA, Saibene FP, Margaria R (**1964**) Mechanical Work in Running. *J Appl Physiol* 19: 249-256
- Cavagna** GA, Margaria R (**1966**) Mechanics of walking. *J Appl Physiol* 21: 271-278
- Cavagna** GA (**1975**) Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol* 39: 174-179

- Cavagna** GA, Thys H, Zamboni A (**1976**) The sources of external work in level walking and running. *J Physiol* 262: 639-657
- Cavagna** GA, Heglund NC, Taylor CR (**1977**) Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am J Physiol* 233: R243-261
- Cavagna** GA, Kaneko M (**1977**) Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol* 268: 467-481
- Cavagna** GA, Franzetti P, Fuchimoto T (**1983**) The mechanics of walking in children. *J Physiol* 343: 323-339
- Cavagna** GA, Willems PA, Legramandi MA, Heglund NC (**2002**) Pendular energy transduction within the step in human walking. *J Exp Biol* 205: 3413-3422
- Cavanna** AE, Trimble MR (**2006**) The precuneus: a review of its functional anatomy and behavioural correlates. *Brain* 129: 564-583
- Chareyron** P (**2011**) *Hoplites numériques. Le combat d'infanterie à l'âge de l'information*. In: IFRI (ed). Focus stratégique, Paris, 55 p.
- Clarke** HH, Shay CT, Mathews DK (**1955**) Strength decrements from carrying various army packs on military marches. *Res Q* 26: 253-265
- Clarkson** PM (**1997**) Eccentric exercise and muscle damage. *Int J Sports Med* 18: S314-317
- Cohen** J (**1988**) *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Lawrence Erlbaum Associates, Inc., Hillsdale, NJ, 590 p.
- Corona** BT, Balog EM, Doyle JA, Rupp JC, Luke RC, Ingalls CP (**2010**) Junctophilin damage contributes to early strength deficits and EC coupling failure after eccentric contractions. *Am J Physiol Cell Physiol* 298: C365-376
- Datta** SR, Ramanathan NL (**1971**) Ergonomic comparison of seven modes of carrying loads on the horizontal plane. *Ergonomics* 14: 269-278

- di Prampero PE (1986)** The energy cost of human locomotion on land and in water. *Int J Sports Med* 7: 55-72
- Donelan JM, Kram R, Kuo AD (2002a)** Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *J Exp Biol* 205: 3717-3727
- Donelan JM, Kram R, Kuo AD (2002b)** Simultaneous positive and negative external mechanical work in human walking. *J Biomech* 35: 117-124
- Duchateau J (1995)** Bed rest induces neural and contractile adaptations in triceps surae. *Med Sci Sports Exerc* 27: 1581-1589
- Duffield R, Dawson B, Pinnington HC, Wong P (2004)** Accuracy and reliability of a Cosmed K4b2 portable gas analysis system. *J Sci Med Sport* 7: 11-22
- Durnin JV, Womersley J (1974)** Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *Br J Nutr* 32: 77-97
- Enoka RM, Stuart DG (1992)** Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol* 72: 1631-1648
- Enoka RM (2002)** Neuromechanics of human movement. Human Kinetics, Champaign, IL, 560 p.
- Epstein Y, Rosenblum J, Burstein R, Sawka MN (1988)** External load can alter the energy cost of prolonged exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 57: 243-247
- Féasson L, Stockholm D, Freyssenet D, Richard I, Duguez S, Beckmann JS, Denis C (2002)** Molecular adaptations of neuromuscular disease-associated proteins in response to eccentric exercise in human skeletal muscle. *J Physiol* 543: 297-306
- Fenn WO (1930)** Frictional and kinetic factors in the work of sprint running. *Am J Physiol* 92: 583-611
- Fiolkowski P, Horodyski M, Bishop M, Williams M, Stylianou L (2006)** Changes in gait kinematics and posture with the use of a front pack. *Ergonomics* 49: 885-894
- Fitts RH (1994)** Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiol Rev* 74: 49-94

- Foissac** MJ, Millet GY, Geyssant A, Freychat P, Belli A (**2009**) Characterization of the mechanical properties of backpacks and their influence on the energetics of walking. *J Biomech* 42: 125-130
- Fuglevand** AJ, Zackowski KM, Huey KA, Enoka RM (**1993**) Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces. *J Physiol* 460: 549-572
- Gandevia** SC (**2001**) Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 81: 1725-1789
- Garland** SJ (**1991**) Role of small diameter afferents in reflex inhibition during human muscle fatigue. *J Physiol* 435: 547-558
- Gefen** A (**2002**) Biomechanical analysis of fatigue-related foot injury mechanisms in athletes and recruits during intensive marching. *Med Biol Eng Comput* 40: 302-310
- Gibala** MJ, MacDougall JD, Tarnopolsky MA, Stauber WT, Elorriaga A (**1995**) Changes in human skeletal muscle ultrastructure and force production after acute resistance exercise. *J Appl Physiol* 78: 702-708
- Gissel** H, Clausen T (**2001**) Excitation-induced Ca²⁺ influx and skeletal muscle cell damage. *Acta Physiol Scand* 171: 327-334
- Grabowski** A, Farley CT, Kram R (**2005**) Independent metabolic costs of supporting body weight and accelerating body mass during walking. *J Appl Physiol* 98: 579-583
- Grenier** JG, Millet GY, Peyrot N, Samozino P, Oullion R, Messonnier L, Morin JB (**2012a**) Effects of extreme-duration heavy load carriage on neuromuscular function and locomotion: a military-based study. *PLoS One* 7: e43586
- Grenier** JG, Peyrot N, Castells J, Oullion R, Messonnier L, Morin JB (**2012b**) Energy cost and mechanical work of walking during load carriage in soldiers. *Med Sci Sports Exerc* 44: 1131-1140
- Griffin** TM, Roberts TJ, Kram R (**2003**) Metabolic cost of generating muscular force in human walking: insights from load-carrying and speed experiments. *J Appl Physiol* 95: 172-183

- Haisman** MF (**1988**) Determinants of load carrying ability. *Appl Ergon* 19: 111-121
- Harman** E, Han KH, Frykman P, Johnson M, Russell F, Rusenstein M (**1992**) The effects on gait timing, kinetics, and muscle activity of various loads carried on the back. *Med Sci Sports Exerc* 24: S129
- Harman** EA, Frykman PN, Knapik JJ, Han KH (**1994**) Backpack vs front-back: differential effects of load on walking posture. *Med Sci Sports Exerc* 26: S140
- Heglund** NC, Willems PA, Penta M, Cavagna GA (**1995**) Energy-saving gait mechanics with head-supported loads. *Nature* 375: 52-54
- Hellebrandt** FA, Fries EC, Larsen EM, Kelso LEA (**1944**) The influence of the army pack on postural stability and stance mechanics. *Am J Physiol* 140: 645-655
- Henning** PC, Park BS, Kim JS (**2011**) Physiological decrements during sustained military operational stress. *Mil Med* 176: 991-997
- Hill** AV (**1938**) The heat of shortening and the dynamics constants of muscle. *Proc R Soc Lond B* 126: 136-195
- Hill** CA, Thompson MW, Ruell PA, Thom JM, White MJ (**2001**) Sarcoplasmic reticulum function and muscle contractile character following fatiguing exercise in humans. *J Physiol* 531: 871-878
- Hinrichs** R, Cavanagh P (**1981**) Upper extremity function in treadmill walking. *Med Sci Sports Exerc* 13: S96
- Holewijn** M, Lotens WA (**1992**) The influence of backpack design on physical performance. *Ergonomics* 35: 149-157
- Holt** KG, Wagenaar RC, LaFiandra ME, Kubo M, Obusek JP (**2003**) Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass. *J Biomech* 36: 465-471
- Hoyt** RW, Opstad PK, Haugen AH, DeLany JP, Cymerman A, Friedl KE (**2006**) Negative energy balance in male and female rangers: effects of 7 d of sustained exercise and food deprivation. *Am J Clin Nutr* 83: 1068-1075

- Hsiang** SM, Chang C (**2002**) The effect of gait speed and load carrying on the reliability of ground reaction forces. *Safety Sci* 40: 639-657
- Jammes** Y, Speck D (**1995**) Respiratory control by diaphragmatic and respiratory afferents. In: *Breathing Ro* (ed). Dekker, New York, p. 543-582
- Jones** DA (**1996**) High-and low-frequency fatigue revisited. *Acta Physiol Scand* 156: 265-270
- Jones** GR, Hooper RH (**2005**) The effect of single- or multiple-layered garments on interface pressure measured at the backpack-shoulder interface. *Appl Ergon* 36: 79-83
- Kinoshita** H (**1985**) Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. *Ergonomics* 28: 1347-1362
- Knapik** J, Harman E, Reynolds K (**1996**) Load carriage using packs: a review of physiological, biomechanical and medical aspects. *Appl Ergon* 27: 207-216
- Knapik** JJ, Ang P, Meiselman H, Johnson W, Kirk J, Bense C, Hanlon W (**1997**) Soldier performance and strenuous road marching: influence of load mass and load distribution. *Mil Med* 162: 62-67
- Knapik** JJ, Reynolds KL, Harman E (**2004**) Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects. *Mil Med* 169: 45-56
- Knapik** J, Reynolds K (**2010**) Load carriage in military operations: a review of historical, physiological, biomechanical, and medical aspects. In: *School UAMDC* (ed). Borden Institute, Fort Detrick, Frederick, 78 p.
- Knapik** JJ, Harman EA, Steelman RA, Graham BS (**2012**) A systematic review of the effects of physical training on load carriage performance. *J Strength Cond Res* 26: 585-597
- Knicker** AJ, Renshaw I, Oldham AR, Cairns SP (**2011**) Interactive processes link the multiple symptoms of fatigue in sport competition. *Sports Med* 41: 307-328
- Koerhuis** CL, Veenstra BJ, van Dijk JJ, Delleman NJ (**2009**) Predicting marching capacity while carrying extremely heavy loads. *Mil Med* 174: 1300-1307

- Kufel TJ, Pineda LA, Mador MJ (2002)** Comparison of potentiated and unpotentiated twitches as an index of muscle fatigue. *Muscle Nerve* 25: 438-444
- Kuo AD, Donelan JM, Ruina A (2005)** Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions. *Exerc Sport Sci Rev* 33: 88-97
- Kuo AD (2007)** The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Hum Mov Sci* 26: 617-656
- LaFiandra M, Wagenaar RC, Holt KG, Obusek JP (2003)** How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters? *J Biomech* 36: 87-95
- Laureys S, Owen AM, Schiff ND (2004)** Brain function in coma, vegetative state, and related disorders. *Lancet Neurol* 3: 537-546
- Legg SJ (1985)** Comparison of different methods of load carriage. *Ergonomics* 28: 197-212
- Li Q, Young M, Naing V, Donelan JM (2010)** Walking speed estimation using a shank-mounted inertial measurement unit. *J Biomech* 43: 1640-1643
- Ling W, Houston V, Tsai YS, Chui K, Kirk J (2004)** Women's load carriage performance using modular lightweight load-carrying equipment. *Mil Med* 169: 914-919
- Lloyd R, Cooke CB (2000a)** Kinetic changes associated with load carriage using two rucksack designs. *Ergonomics* 43: 1331-1341
- Lloyd R, Cooke CB (2000b)** The oxygen consumption associated with unloaded walking and load carriage using two different backpack designs. *Eur J Appl Physiol* 81: 486-492
- MacIntosh BR, Rassier DE (2002)** What is fatigue? *Can J Appl Physiol* 27: 42-55
- Majumdar D, Srivastava KK, Purkayastha SS, Pichan G, Selvamurthy W (1997)** Physiological effects of wearing heavy body armour on male soldiers. *Int J Ind Ergonom* 20: 155-161
- Majumdar D, Pal MS, Majumdar D (2010)** Effects of military load carriage on kinematics of gait. *Ergonomics* 53: 782-791

- Maloiy GM, Heglund NC, Prager LM, Cavagna GA, Taylor CR (1986)** Energetic cost of carrying loads: have African women discovered an economic way? *Nature* 319: 668-669
- Margaria R (1938)** Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetico della marcia e della corsa a varie velocità ed inclinazioni del terreno. *Att Acc Naz Lincei Memorie* 7: 299-368
- Margaria R, Cavagna GA (1965)** [The mechanics of walking]. *J Physiol (Paris)* 57: 655-656
- Martin PE (1985)** Mechanical and physiological responses to lower extremity loading during running. *Med Sci Sports Exerc* 17: 427-433.
- Martin PE, Nelson RC (1986)** The effect of carried loads on the walking patterns of men and women. *Ergonomics* 29: 1191-1202
- Martin PE, Morgan DW (1992)** Biomechanical considerations for economical walking and running. *Med Sci Sports Exerc* 24: 467-474
- Martin V (2005)** Intérêts et limites de l'électrostimulation pour l'évaluation, le traitement et la prévention des altérations neuromusculaires induites par l'exercice excentrique. Thèse de doctorat. Université de Bourgogne, Dijon, 168 p.
- Martin V, Millet GY, Lattier G, Perrod L (2005)** Why does knee extensor muscles torque decrease after eccentric-type exercise? *J Sports Med Phys Fitness* 45: 143-151
- Martin V, Kerhervé H, Messonnier LA, Banfi JC, Geyssant A, Bonnefoy R, Feasson L, Millet GY (2010)** Central and peripheral contributions to neuromuscular fatigue induced by a 24-h treadmill run. *J Appl Physiol* 108: 1224-1233
- McNeill Alexander R (2002)** Energetics and optimization of human walking and running: the 2000 Raymond Pearl memorial lecture. *Am J Hum Biol* 14: 641-648
- Merton PA (1954)** Voluntary strength and fatigue. *J Physiol* 123: 553-564
- Millet GY, Lepers R, Maffiuletti NA, Babault N, Martin V, Lattier G (2002)** Alterations of neuromuscular function after an ultramarathon. *J Appl Physiol* 92: 486-492

- Millet** GY, Martin V, Lattier G, Ballay Y (**2003a**) Mechanisms contributing to knee extensor strength loss after prolonged running exercise. *J Appl Physiol* 94: 193-198
- Millet** GY, Martin V, Maffiuletti NA, Martin A (**2003b**) Neuromuscular fatigue after a ski skating marathon. *Can J Appl Physiol* 28: 434-445
- Millet** GY, Lepers R (**2004**) Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports Med* 34: 105-116
- Millet** GY, Morin JB, Degache F, Edouard P, Feasson L, Verney J, Oullion R (**2009**) Running from Paris to Beijing: biomechanical and physiological consequences. *Eur J Appl Physiol* 107: 731-738
- Millet** GY (**2011**) Can neuromuscular fatigue explain running strategies and performance in ultra-marathons?: the flush model. *Sports Med* 41: 489-506
- Millet** GY, Martin V, Martin A, Verges S (**2011a**) Electrical stimulation for testing neuromuscular function: from sport to pathology. *Eur J Appl Physiol* 111: 2489-2500
- Millet** GY, Tomazin K, Verges S, Vincent C, Bonnefoy R, Boisson RC, Gergele L, Feasson L, Martin V (**2011b**) Neuromuscular consequences of an extreme mountain ultra-marathon. *PLoS One* 6: e17059
- Minetti** AE, Saibene F (**1992**) Mechanical work rate minimization and freely chosen stride frequency of human walking: a mathematical model. *J Exp Biol* 170: 19-34
- Minetti** AE, Boldrini L, Brusamolin L, Zamparo P, McKee T (**2003**) A feedback-controlled treadmill (treadmill-on-demand) and the spontaneous speed of walking and running in humans. *J Appl Physiol* 95: 838-843
- Morgan** DL (**1990**) New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophys J* 57: 209-221
- Morin** JB, Samozino P, Peyrot N (**2009**) Running pattern changes depending on the level of subjects' awareness of the measurements performed: a "sampling effect" in human locomotion experiments? *Gait Posture* 30: 507-510

- Morin** JB, Samozino P, Millet GY (**2011a**) Changes in running kinematics, kinetics, and spring-mass behavior over a 24-h run. *Med Sci Sports Exerc* 43: 829-836
- Morin** JB, Tomazin K, Edouard P, Millet GY (**2011b**) Changes in running mechanics and spring-mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *J Biomech* 44: 1104-1107
- Murdock** GH, Hubley-Kozey CL (**2012**) Effect of a high intensity quadriceps fatigue protocol on knee joint mechanics and muscle activation during gait in young adults. *Eur J Appl Physiol* 112: 439-449
- Nevill** AM, Ramsbottom R, Williams C (**1992**) Scaling physiological measurements for individuals of different body size. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 65: 110-117
- Nindl** BC, Leone CD, Tharion WJ, Johnson RF, Castellani JW, Patton JF, Montain SJ (**2002**) Physical performance responses during 72 h of military operational stress. *Med Sci Sports Exerc* 34: 1814-1822
- Noakes** TD (**2007**) The central governor model of exercise regulation applied to the marathon. *Sports Med* 37: 374-377
- Nosaka** K, Sakamoto K (**2001**) Effect of elbow joint angle on the magnitude of muscle damage to the elbow flexors. *Med Sci Sports Exerc* 33: 22-29
- Nybo** L, Secher NH (**2004**) Cerebral perturbations provoked by prolonged exercise. *Prog Neurobiol* 72: 223-261
- Obusek** JP, Harman EA, Frykman PN, Palmer CJ, Bills RK (**1997**) The relationship of backpack center of mass location to the metabolic cost of load carriage. *Med Sci Sports Exerc* 29: S205
- Overgaard** K, Lindstrom T, Ingemann-Hansen T, Clausen T (**2002**) Membrane leakage and increased content of Na⁺-K⁺ pumps and Ca²⁺ in human muscle after a 100-km run. *J Appl Physiol* 92: 1891-1898
- Pal** MS, Majumdar D, Bhattacharyya M, Kumar R, Majumdar D (**2009**) Optimum load for carriage by soldiers at two walking speeds on level ground. *Int J Ind Ergonom* 39: 68-72

- Pandolf** KB, Givoni B, Goldman RF (**1977**) Predicting energy expenditure with loads while standing or walking very slowly. *J Appl Physiol* 43: 577-581
- Pandorf** CE, Harman EA, Frykman PN, Obusek JP, Smith TJ (**1999**) A comparison of the load carriage biomechanics of male and female soldiers. *Med Sci Sports Exerc* 31: S190
- Parijat** P, Lockhart TE (**2008**) Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. *Gait Posture* 28: 568-573
- Patton** JF, Kaszuba J, Mello RP, Reynolds KL (**1991**) Physiological responses to prolonged treadmill walking with external loads. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 63: 89-93
- Pattwell** DM, Jackson MJ (**2004**) Contraction-induced oxidants as mediators of adaptation and damage in skeletal muscle. *Exerc Sport Sci Rev* 32: 14-18
- Peyrot** N (**2009**) Coût métabolique et biomécanique de la marche chez l'adolescent obèse. Thèse de doctorat. Université Jean-Monnet, Saint-Etienne, 176 p.
- Peyrot** N, Thivel D, Isacco L, Morin JB, Duche P, Belli A (**2009**) Do mechanical gait parameters explain the higher metabolic cost of walking in obese adolescents? *J Appl Physiol* 106: 1763-1770
- Place** N, Lepers R, Deley G, Millet GY (**2004**) Time course of neuromuscular alterations during a prolonged running exercise. *Med Sci Sports Exerc* 36: 1347-1356
- Place** N, Yamada T, Bruton JD, Westerblad H (**2010**) Muscle fatigue: from observations in humans to underlying mechanisms studied in intact single muscle fibres. *Eur J Appl Physiol* 110: 1-15
- Qu** X, Yeo JC (**2011**) Effects of load carriage and fatigue on gait characteristics. *J Biomech* 44: 1259-1263
- Qu** X (**2012**) Uncontrolled manifold analysis of gait variability: effects of load carriage and fatigue. *Gait Posture* 36: 325-329
- Quesada** PM, Mengelkoch LJ, Hale RC, Simon SR (**2000**) Biomechanical and metabolic effects of varying backpack loading on simulated marching. *Ergonomics* 43: 293-309

- Ren L**, Jones RK, Howard D (**2005**) Dynamic analysis of load carriage biomechanics during level walking. *J Biomech* 38: 853-863
- Ricciardi R**, Deuster PA, Talbot LA (**2007**) Effects of gender and body adiposity on physiological responses to physical work while wearing body armor. *Mil Med* 172: 743-748
- Ricciardi R**, Deuster PA, Talbot LA (**2008**) Metabolic demands of body armor on physical performance in simulated conditions. *Mil Med* 173: 817-824
- Rodgers CD**, Paterson DH, Cunningham DA, Noble EG, Pettigrew FP, Myles WS, Taylor AW (**1995**) Sleep deprivation: effects on work capacity, self-paced walking, contractile properties and perceived exertion. *Sleep* 18: 30-38
- Rogers DM**, Olson BL, Wilmore JH (**1995**) Scaling for the VO₂-to-body size relationship among children and adults. *J Appl Physiol* 79: 958-967
- Royer TD**, Martin PE (**2005**) Manipulations of leg mass and moment of inertia: effects on energy cost of walking. *Med Sci Sports Exerc* 37: 649-656
- Schepens B**, Bastien GJ, Heglund NC, Willems PA (**2004**) Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *J Exp Biol* 207: 587-596
- Schiffman JM**, Bensek CK, Hasselquist L, Gregorczyk KN, Piscitelle L (**2006**) Effects of carried weight on random motion and traditional measures of postural sway. *Appl Ergon* 37: 607-614
- Scholander PF** (**1947**) Analyzer for accurate estimation of respiratory gases in one-half cubic centimeter samples. *J Biol Chem* 167: 235-250
- Scott PA**, Christie CJ (**2004**) "Optimal" speed-load combinations for military manoeuvres. *Int J Ind Ergonom* 33: 63-68
- Sharpe SR**, Holt KG, Saltzman E, Wagenaar RC (**2008**) Effects of a hip belt on transverse plane trunk coordination and stability during load carriage. *J Biomech* 41: 968-976
- Simpson KM**, Munro BJ, Steele JR (**2011**) Backpack load affects lower limb muscle activity patterns of female hikers during prolonged load carriage. *J Electromyogr Kinesiol* 21: 782-788

- Simpson** KM, Munro BJ, Steele JR (**2012**) Effects of prolonged load carriage on ground reaction forces, lower limb kinematics and spatio-temporal parameters in female recreational hikers. *Ergonomics* 55: 316-326
- Siri** WE (**1956**) The gross composition of the body. *Adv Biol Med Phys* 4: 239-280
- Soule** RG, Goldman RF (**1969**) Energy cost of loads carried on the head, hands, or feet. *J Appl Physiol* 27: 687-690
- Soule** RG, Goldman RF (**1972**) Terrain coefficients for energy cost prediction. *J Appl Physiol* 32: 706-708
- St Clair Gibson** A, Baden DA, Lambert MI, Lambert EV, Harley YX, Hampson D, Russell VA, Noakes TD (**2003**) The conscious perception of the sensation of fatigue. *Sports Med* 33: 167-176
- Stansfield** BW, Hillman SJ, Hazlewood ME, Lawson AA, Mann AM, Loudon IR, Robb JE (**2001**) Sagittal joint kinematics, moments, and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children. *J Pediatr Orthop* 21: 403-411
- Stolwijk** NM, Duysens J, Louwerens JW, Keijsers NL (**2010**) Plantar pressure changes after long-distance walking. *Med Sci Sports Exerc* 42: 2264-2272
- Stuempfle** KJ, Drury DG, Wilson AL (**2004**) Effect of load position on physiological and perceptual responses during load carriage with an internal frame backpack. *Ergonomics* 47: 784-789
- Taylor** JL, Todd G, Gandevia SC (**2006**) Evidence for a supraspinal contribution to human muscle fatigue. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 33: 400-405
- Tharion** WJ, Lieberman HR, Montain SJ, Young AJ, Baker-Fulco CJ, DeLany JP, Hoyt RW (**2005**) Energy requirements of military personnel. *Appetite* 44: 47-65
- Tilbury-Davis** DC, Hooper RH (**1999**) The kinetic and kinematic effects of increasing load carriage upon the lower limb. *Hum Mov Sci* 18: 693-700
- Tortora** GJ, Grabowski SR (**1994**) *Principes d'anatomie et de physiologie*. De Boeck, Bruxelles, 1204 p.

- Ulmer** HV (**1996**) Concept of an extracellular regulation of muscular metabolic rate during heavy exercise in humans by psychophysiological feedback. *Experientia* 52: 416-420
- Vacheron** JJ, Poumarat G, Chandezon R, Vanneuville G (**1999**) The effect of loads carried on the shoulders. *Mil Med* 164: 597-599
- van der Linden** ML, Kerr AM, Hazlewood ME, Hillman SJ, Robb JE (**2002**) Kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speeds. *J Pediatr Orthop* 22: 800-806
- Verges** S, Maffiuletti NA, Kerherve H, Decorte N, Wuyam B, Millet GY (**2009**) Comparison of electrical and magnetic stimulations to assess quadriceps muscle function. *J Appl Physiol* 106: 701-710
- Viel** E (**2000**) La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements. Masson, Paris, 267 p.
- Vigreux** B, Cnockaert JC, Pertuzon E (**1980**) Effects of fatigue on the series elastic component of human muscle. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 45: 11-17
- Wang** H, Frame J, Ozimek E, Leib D, Dugan EL (**2012**) Influence of fatigue and load carriage on mechanical loading during walking. *Mil Med* 177: 152-156
- Warren** GL, Hayes DA, Lowe DA, Armstrong RB (**1993**) Mechanical factors in the initiation of eccentric contraction-induced injury in rat soleus muscle. *J Physiol* 464: 457-475
- Warren** GL, Ingalls CP, Lowe DA, Armstrong RB (**2001**) Excitation-contraction uncoupling: major role in contraction-induced muscle injury. *Exerc Sport Sci Rev* 29: 82-87
- Weeks** SR, McAuliffe CL, Durussel D, Pasquina PF (**2010**) Physiological and psychological fatigue in extreme conditions: the military example. *PM R* 2: 438-441
- Weir** JP, Beck TW, Cramer JT, Housh TJ (**2006**) Is fatigue all in your head? A critical review of the central governor model. *Br J Sports Med* 40: 573-586; discussion 586
- Weise-Bjornstal** D, Dufek J (**1991**) The effect of weightload and footwear on the kinetic and temporal factors in level grade backpacking. *J Hum Mov Sci* 21: 167-181

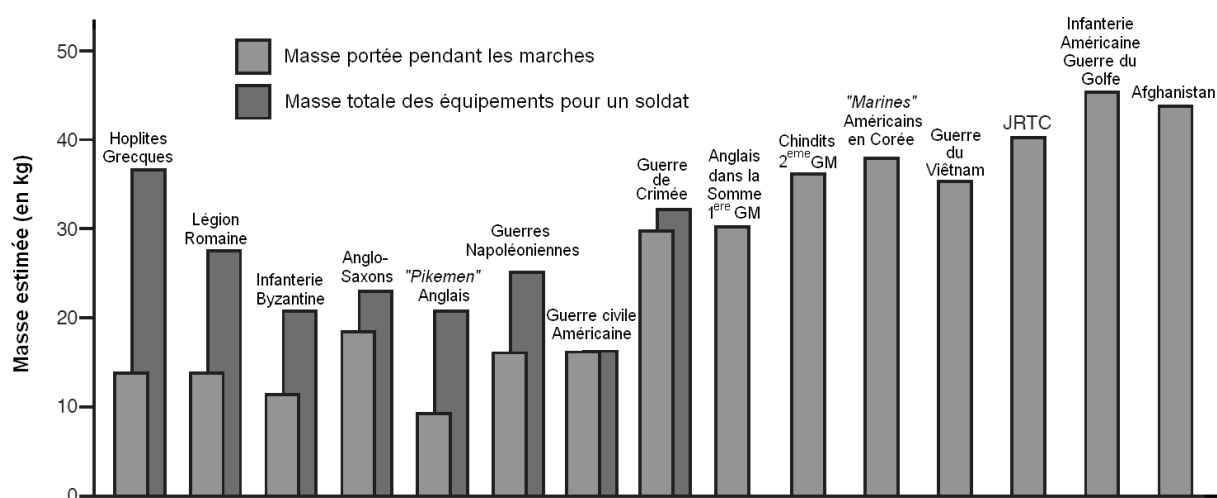
- Westerblad** H, Allen DG, Lannergren J (**2002**) Muscle fatigue: lactic acid or inorganic phosphate the major cause? *News Physiol Sci* 17: 17-21
- Willems** PA, Cavagna GA, Heglund NC (**1995**) External, internal and total work in human locomotion. *J Exp Biol* 198: 379-393
- Xu** X, Hsiang SM, Mirka GA (**2009**) The effects of a suspended-load backpack on gait. *Gait Posture* 29: 151-153
- Yao** W, Fuglevand RJ, Enoka RM (**2000**) Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. *J Neurophysiol* 83: 441-452
- Yen** SC, Ling W, Magill R, McDonough A, Gutierrez GM (**2011**) Temporal relationship between trunk and thigh contributes to balance control in load carriage walking. *Gait Posture* 34: 402-408
- Yeung** EW, Bourreau JP, Allen DG, Ballard HJ (**2002**) Effect of eccentric contraction-induced injury on force and intracellular pH in rat skeletal muscles. *J Appl Physiol* 92: 93-99
- Zajac** FE, Neptune RR, Kautz SA (**2003**) Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait Posture* 17: 1-17
- Zakeri** I, Puyau MR, Adolph AL, Vohra FA, Butte NF (**2006**) Normalization of energy expenditure data for differences in body mass or composition in children and adolescents. *J Nutr* 136: 1371-1376

ANNEXES & PUBLICATIONS

ANNEXES AU MANUSCRIT



Annexe 1 : Pays identifiés comme ayant un programme de « fantassin du futur ». D'après Chareyron (2011).



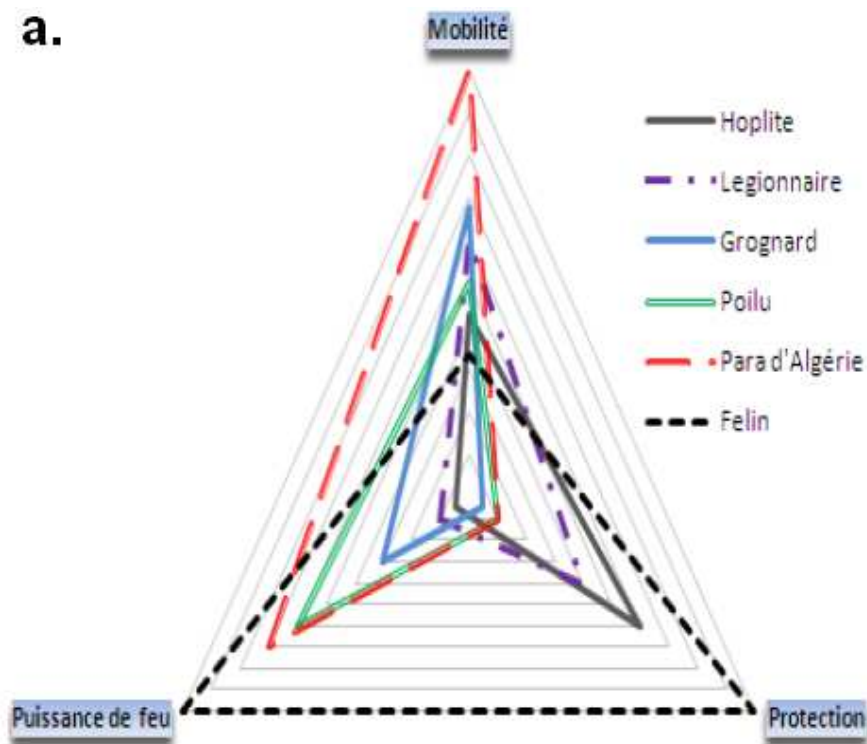
Annexe 2 : Évolution de la masse des équipements militaires au cours du temps (de gauche à droite) et pour les conflits majeurs de l'histoire. JRTC : Joint Readiness Training Center. D'après Knapik & Reynolds (2010).

Epoque	Ordre de marche	Ordre de combat	% poids de corps calculé par rapport au poids moyen d'un individu. (Le chiffre le plus bas indique l'ordre de combat, le plus élevé i.e. l'ordre de marche)
Hoplite grec	25 à 35 kg		33 à 47%
Légionnaire romain	45 kg	25 kg	55 %
Skutatoi byzantin	36,5 kg		
Piquier anglais durant la Civil War (1638-51)	27,5 kg	22,5 kg	
Infanterie de Napoléon	fusilier : 23,92 kg. grenadier : 27,1 kg voltigeur : 24,13 kg sapeur : 33,2 kg		
Infanterie britannique 1800	34 à 36,4 kg	22,7 kg	
Infanterie britannique à Waterloo	27,5 à 32 kg		
Infanterie britannique 1850 Crimée	30,9 kg		
Union Army of the Potomac	20,5 à 22,5 kg		33 à 44%
Armée confédérée	36,5 kg	13,5 kg	22 à 59%
Infanterie française PGM		24,7 kg en 1914	
Infanterie britannique WWI		26,8 kg en 1914 30 kg en 1916 33 à 36 kg en 1918	50 à 57,5 %
Infanterie Allemande WWI	25 kg	32 kg en moyenne et jusqu'à 45 kg	
Soldat australien Gallipoli	33,5 kg		
Infanterie US 1918	27 à 32 kg	22 kg	34 à 50 %
Infanterie US 1944		26,3 kg	
Fantassin Omaha Beach	41 kg	27,5 kg	41,6 à 62,5%
Parachutiste 6 juin 1944	40 kg		
Infanterie russe Front de l'Est	28 à 35,5 kg		
Japonais Guerre du pacifique	28 kg 56 kg pour un Mitrailleur		52 à 105%
Canadien Guerre de Corée	22,5 kg		31%
Marines à Tok Tong Ridge, décembre 1950	54,5 kg		
NKPA et Combattant chinois	18,5 kg		
Parachutiste français Algérie		15 kg	
Infanterie US 1968	27,5 à 32 kg		
Marines au Vietnam	36,5 à 45,5 kg		
Infanterie australienne Vietnam		36,35 kg pour un chef de section 47,7 kg pour un mitrailleur	
Viet Cong		12 kg	
Infanterie britannique Falkland 1982	45,5 à 54,5 kg	31,8 à 36,35 kg	
Rangers américains Grenade 1983	54,55 kg		
Fantassin Russe Afghanistan 1989		40 kg*	
Fantassin US Afghanistan 2003	57,5 kg	45 kg*	56 à 77%
Mitrailleur US 2003	60 kg	51 kg*	
Servant mortier 2003	64 kg	48 kg*	
Chef de groupe US		61kg*	
Fantassin français Afghanistan 2010		40 à 45 kg*	
Chef de pièce milan français en Afghanistan		60 à 65 kg*	
FELIN lisse		27 kg	
FELIN en Afghanistan		45 kg à 50 kg ¹	58% ²

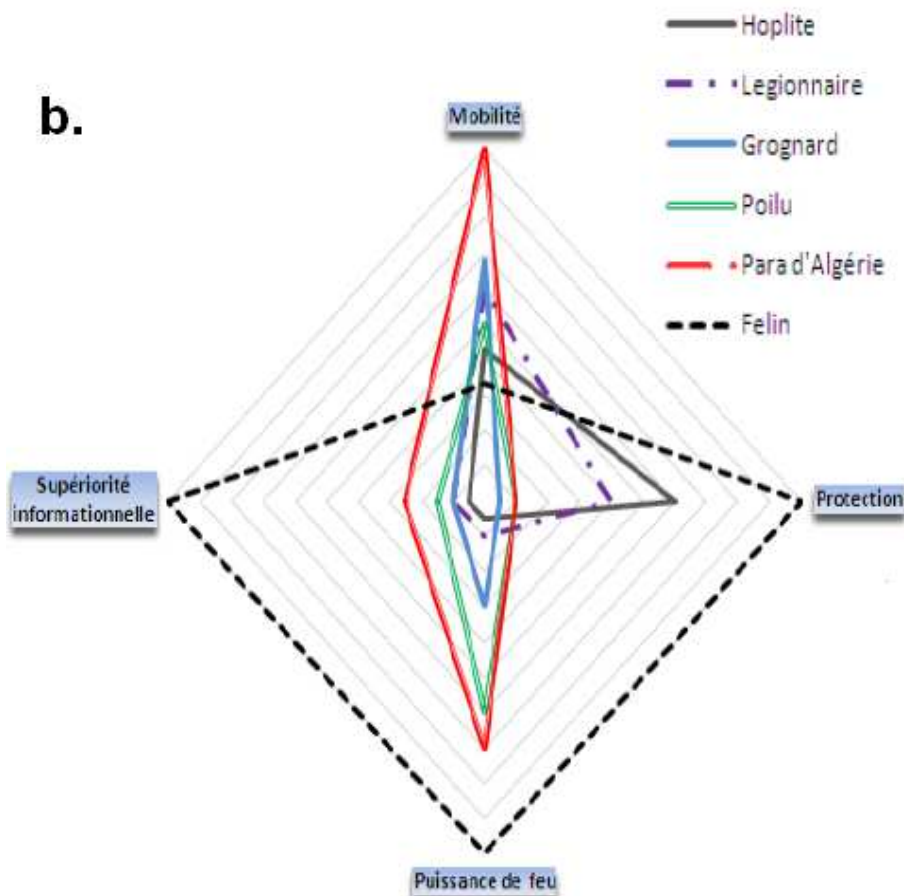
¹ avec musette pour autonomie de 48 à 72 heures.

² calculé sur la base du poids moyen d'un homme français de 77kg.

a.



b.



Annexe 4 : Équilibre entre protection, mobilité et capacité d'agression (ou puissance de feu) du fantassin selon l'équipement porté au cours de l'histoire (a.), et intégration de la dimension informationnelle dans cet équilibre (b.). D'après Chareyron (2011).

PUBLICATIONS DE THESE

ARTICLES EN LIEN DIRECT AVEC CE TRAVAIL DE THESE

- **Energy cost and mechanical work of walking during load carriage in soldiers**
Grenier JG, Peyrot N, Castells J, Oullion R, Messonnier L, Morin JB
Medicine & Science in Sports & Exercise, 44(6): 1131-1140, 2012
- **Effects of extreme-duration heavy load carriage on neuromuscular function and locomotion: a military-based study**
Grenier JG, Millet GY, Peyrot N, Samozino P, Oullion R, Messonnier L, Morin JB
PLoS One, 7(8): e43586, 2012

COMMUNICATIONS EN LIEN DIRECT AVEC CE TRAVAIL DE THESE

- **Effect of long-duration military exercise on the biomechanics of high-load walking**
Grenier JG, Peyrot N, Samozino P, Millet GY, Messonnier L, Morin JB
58th Annual Meeting of the American College of Sports Medicine, Denver, CO, 2011
Published in Medicine & Science in Sports & Exercise, 43(5): S478, 2011
- **How does extreme-duration heavy load carriage affect neuromuscular function?**
Grenier JG, Millet GY, Messonnier L, Morin JB
17th Annual Congress of the European College of Sport Science, Bruges, Belgium, 2012

AUTRE PUBLICATION INDIRECTEMENT LIEE A CE TRAVAIL DE THESE

- **Impact de la représentation graphique de points d'intérêt sur la perception des distances en réalité augmentée**
Dazeniére T, Bastien JMC, Gaden P, Grenier JG
Ergo'IHM 2012, Bidart, Biarritz, France, 2012
Communication, et publication associée, réalisées dans le cadre d'une étude ergonomique Sagem Défense Sécurité visant à la dématérialisation des équipements de fantassin.

PUBLICATION 1



ENERGY COST AND MECHANICAL WORK OF WALKING DURING LOAD CARRIAGE IN SOLDIERS

Grenier JG, Peyrot N, Castells J, Oullion R, Messonnier L, Morin JB

Medicine & Science in Sports & Exercise

Energy Cost and Mechanical Work of Walking during Load Carriage in Soldiers

JORDANE G. GRENIER^{1,2}, NICOLAS PEYROT³, JOSIANE CASTELLS^{1,4}, ROGER OULLION⁴, LAURENT MESSONNIER⁵, and JEAN-BENOIT MORIN¹

¹Laboratory of Exercise Physiology (EA4338), Saint-Etienne, FRANCE; ²Safran Group, Sagem, Land Warfare, Massy, FRANCE; ³University of La Reunion, UFR SHE, CURAPS-DIMPS (EA4075), Le Tampon, Reunion Island, FRANCE; ⁴Sports Medicine and Myology Unit, Bellevue Hospital, University Hospital Center, Saint-Etienne, FRANCE; and ⁵University of Savoie, Laboratory of Exercise Physiology (EA4338), Le Bourget du Lac, FRANCE

ABSTRACT

GRENIER, J. G., N. PEYROT, J. CASTELLS, R. OULLION, L. MESSONNIER, and J-B. MORIN. Energy Cost and Mechanical Work of Walking during Load Carriage in Soldiers. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 44, No. 6, pp. 1131–1140, 2012. In the military context, soldiers carry equipments of total mass often exceeding 30%–40% of their body mass (BM) and complexly distributed around their body (backpack, weapons, electronics, protections, etc.), which represents severe load carrying conditions. **Purpose:** This study aimed to better understand the effects of load carriage on walking energetics and mechanics during military-type walking. **Methods:** Ten male infantrymen recently retired from the French Foreign Legion performed 3-min walking trials at a constant speed of 4 km·h⁻¹ on an instrumented treadmill, during which walking pattern spatiotemporal parameters, energy cost (C_W), external mechanical work (W_{ext}), and the work done by one leg against the other during the double-contact period ($W_{int,dc}$) were specifically assessed. Three conditions were tested: (i) light sportswear (SP, reference condition considered as unloaded), (ii) battle equipment (BT, ~22 kg, ~27% of subjects' BM, corresponding to a military intermediate load), and (iii) road march equipment (RM, ~38 kg, ~46% of subjects' BM, corresponding to a military high load). **Results:** Repeated-measures ANOVA showed that military equipment carriage significantly (i) altered the spatiotemporal pattern of walking (all $P < 0.01$), (ii) increased absolute gross and net C_W ($P < 0.0001$), and (iii) increased both absolute and mass-relative W_{ext} ($P < 0.01$) and $W_{int,dc}$ ($P < 0.0001$) but did not alter the inverted pendulum recovery or locomotor efficiency. **Conclusions:** Military equipments carriage induced significant changes in walking mechanics and energetics, but these effects appeared not greater than those reported with loads carried around the waist and close to the center of mass. This result was not expected because the latter has been hypothesized to be the optimal method of load carriage from a metabolic standpoint. **Key Words:** INSTRUMENTED TREADMILL, OXYGEN CONSUMPTION, LOCOMOTION, LAND WARFARE, MILITARY EQUIPMENT

For occupational (e.g., handling, school), recreational (e.g., hiking), or pathological (e.g., obesity) reasons, the human body may be led to carry external or “additional” load during locomotion. This restricting and sometimes unnatural situation may have consequences on individuals' musculoskeletal and metabolic systems (25). Therefore, studies have long been conducted to evaluate and understand the physiological and biomechanical effects of load carriage (33), taking into account load position

(e.g., proximal vs distal placement, see Browning et al. [11]) and the various modes of carrying (e.g., manual lifting, backpack carriage, or other modes; see Datta and Ramanathan [16] and Legg [28]). Furthermore, studies have investigated specific populations, such as African women (31), Nepalese porters (3), or obese patients (10,34), and specific activities such as trekking (21) or military exercise (26). As a whole, studies revealed that load carrying capabilities could substantially vary with gender, familiarization, training, load distribution, body characteristics and composition, total mass carried, or use of ergonomic systems (23,29).

In the military context (missions or training), soldiers carry their own equipments, protections, and supplies during locomotion. The total mass carried often exceeds 30%–40% of their body mass (BM) and can even reach 70% of BM (5,27), which represents high- to extreme-load carrying situations. Moreover, soldiers are often required to carry their pack over long durations and therefore develop high abilities and endurance for load carriage. Finally, military loads (i.e., equipments) are numerous and conveniently organized around soldiers' body to satisfy operational exigencies, such as (i) quickly accede to battle necessities (munitions, weapons, and electronics located onto the front of the trunk), (ii)

Address for correspondence: Jordane G. Grenier, M.Sc., Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (EA4338), Unité de Médecine du Sport et Myologie, Hôpital Bellevue, CHU de Saint-Etienne, 42055 Saint-Etienne Cedex 2, France; E-mail: jordanegrenier@gmail.com.

Submitted for publication June 2011.

Accepted for publication December 2011.

Supplemental digital content is available for this article. Direct URL citations appear in the printed text and are provided in the HTML and PDF versions of this article on the journal's Web site (www.acsm-msse.org).

0195-9131/12/4406-1131/0

MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE®

Copyright © 2012 by the American College of Sports Medicine

DOI: 10.1249/MSS.0b013e3182456057

benefit from a large protection against enemies and environments (helmet, joint protections, and heavy boots located in distal regions of the body), or (iii) bring supplies and supplementary equipments (located in an additional backpack), which represents a distinct and complex load distribution compared to backpack carriage only, for instance.

Considering these characteristics, we thought interesting to investigate the specific effects of military load carriage on soldiers' walking energetics and mechanics.

Concerning the energetics, the physiological effects of military load carriage have been studied for almost a century (26), and many studies focused on the metabolic responses during walking. These studies tended toward the conclusion that absolute energy expenditure increases linearly as a function of the military load carried (35,36) up to 70% of soldiers' lean BM (5). Interestingly, this linear load–energy expenditure relationship also existed at the most commonly used military walking speeds (32). Complementary studies have also shown that both optimal load–speed combination (39) and loads distribution on soldiers' body and within their backpack could reduce the physical stress imposed to soldiers before battle (26,28,40).

Overall, the nonmilitary literature showed comparable results. However, to study walking energetics and load carriage with more precision, Griffin et al. (22) proposed to differentiate the metabolic energy used by the muscles to walk and carry the load from the residual non-locomotor-related metabolism. To this aim, they calculated a net (locomotor) metabolic rate by subtracting the standing (nonlocomotor) metabolic rate from the gross (total) metabolic rate of walking. Thanks to this gross and net distinction and when normalizing parameters to their unloaded walking values (i.e., ratio of metabolic rates during loaded to unloaded walking vs ratio of total mass to BM), these authors (22) showed that (i) the net metabolic rate increased greater than proportionally to the load carried at any given speed and (ii) the gross metabolic rate increased less than proportionally to the load carried at walking speeds below $1.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ and in direct proportion or greater than proportionally at $1.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ or higher speeds, respectively. These results, obtained for additional loads up to 30% of BM carried symmetrically around the waist, also showed that the gross metabolic parameters underestimates the specific energy used by the muscles to carry the load, especially at slow walking speeds (22).

In light of these results, a first part of the present study focused on the effects of military load carriage on the metabolic cost of walking. To differentiate the locomotor and nonlocomotor metabolism during military-type walking, the gross and net calculation approach was used.

Concerning the mechanics of walking during military load carriage, few studies have investigated this issue, and when they did, they mainly focused on spatiotemporal and kinematic parameters (1,30). Nevertheless, these military-related studies indicated that loaded walking presented fewer deviations from normal walking in the following conditions: (i) *with carriage on the back only*, when heavy items are posi-

tioned high vertically in the backpack and close to the back of the carrier (26,40); (ii) *with carriage on the whole body*, when the center of gravity of the load is close to the body center of mass (COM) in the three directions of space (25,26,28), and when loads are equilibrated around the trunk to promote anteroposterior and lateral stability (24,28,29); (iii) *in both conditions*, when a large part of the weight is redistributed toward the strong muscles of the legs via a hip belt, for example (25,26,28); unfortunately, exigencies of military operations do not always allow to respect these ways of optimal load carriage (26). In addition, Birrell et al. (7,8) investigated military walking kinetics through changes in ground reaction forces (GRF) while carrying various configurations of an actual military equipment of 8–40 kg. They showed that vertical and anteroposterior GRF increased linearly in proportion to the amount of additional loads carried (8). However, they did not report other kinetic results or associated metabolic data, and we are not aware of any study that has reported kinetic data such as mechanical work, inverted pendulum recovery of mechanical energy, or locomotor efficiency during walking with military load carriage.

Mechanical work represents the muscular actions performed to lift and accelerate the COM in the surrounding space (external work), transfer the COM from one leg to the other leg (internal work done during the double contact phase), make the body rigid, and swing the limbs relatively to the COM (internal work) (for details, see Bastien et al. [2], Cavagna et al. [14], and Donelan et al. [18]). As a consequence, the net metabolic rate varies according to the mechanical work done by the muscles during walking. However, studies comparing metabolic and mechanical energies during walking showed that an important part of the total mechanical work is done by passive mechanisms of exchange between kinetic and gravitational potential energy (13). Concerning the energy related to COM displacement, this mechanism of exchange has been described as an inverted pendulum, the participation of which can be quantified through the parameter of mechanical recovery (15,37).

In line with these data, a second part of the present study centered on the mechanical work parameters of walking during military load carriage.

The aim of the present study was therefore to describe the effects of military intermediate- and high-load carriage ($\sim 22 \text{ kg}$ corresponding to $\sim 27\%$ of subjects' BM and $\sim 38 \text{ kg}$ corresponding to $\sim 46\%$ of subjects' BM, respectively) on the energy cost and mechanical work of walking in experienced infantrymen. To this aim, an unloaded walking condition was used as reference, and results were discussed with respect to those reported in backpack and experimental waist pack carriage conditions to better interpret the specific effects of military load carriage. We hypothesized that (i) military intermediate- and high-load carriage would affect the energy cost of walking and the associated mechanical work and that (ii) the changes observed would be greater than those reported while carrying loads symmetrically around the waist and close to the COM (22), which appears in the

literature as the less metabolically disturbing method of load carriage on the whole body referential (25,26,28).

METHODS

Subjects. Ten males (mean ± SD; age = 38.9 ± 8.9 yr, height = 177 ± 5 cm, leg length = 90.9 ± 3.6 cm, BM = 82.9 ± 9.3 kg, BMI = 26.7 ± 2.2 kg·m⁻², body fat percentage = 19.4% ± 3.1%, HR_{max} = 190 ± 17 bpm, $\dot{V}O_{2max}$ = 3.53 ± 0.36 L·min⁻¹) volunteered to participate in this study. They were all involved in regular physical activities (5.45 ± 2.75 h·wk⁻¹), not presenting recent muscular, joint, or bone conditions or receiving any medication that could interfere with their walking pattern or influence their energetic metabolism. Subjects were recently retired infantrymen (mainly from the French Foreign Legion) with a career of 14.1 ± 8.3 yr and had an extensive high-load carriage experience. The main self-reported career-related injuries were as follows: (i) repeated ankle and knee sprains suffered during training or actual road marches and battles (*n* = 6), (ii) tibia/fibula and wrist fractures caused by falls during obstacle courses tests and military simulations (*n* = 3), and (iii) lumbar and cervical pains mainly caused by repeated load carriage efforts (*n* = 5). Written informed consent was obtained from the subjects, and the study was conducted according to the Declaration of Helsinki. The protocol was approved by the local ethics committee (Comité de Protection des Personnes, Sud-Est 1, France) and registered at <http://clinicaltrial.gov> (reference no. NCT01127191).

Protocol overview. Subjects were included 1 wk before the beginning of the specific research protocol. Inclusion sessions consisted of (i) a complete medical examination with anthropometric data collection and fat mass estimation (20), (ii) a complete familiarization with the different devices used in the experimentation, especially the instrumented treadmill, and (iii) a standardized incremental maximal aerobic test.

The protocol consisted of two identical laboratory sessions separated by 2–4 wk. Variables computed during each of these two sessions were averaged before statistical analyses, to increase the representativeness of the values obtained.

No significant difference between sessions was shown by *t*-tests and by mean variation tests performed for each experimental condition.

During each laboratory session, expired gases were first collected during 10 min of unloaded standing, according to the method proposed by Griffin et al. (22). Then, subjects performed three 3-min level walking trials at 4 km·h⁻¹ on an instrumented treadmill, during which walking energetics and mechanics were assessed (see details below). The 4-km·h⁻¹ (1.11 m·s⁻¹) speed was chosen for its economical character in normal adult locomotion (4,14) and its consistency with the average walking speed currently used during military missions or experimentations (32). Three conditions were tested: a sportswear condition taken as reference (SP, mass ≤ 1 kg) and two configurations of a military equipment, namely, battle equipment (BT, 22.4 ± 1.1 kg) and road march equipment (RM, 37.9 ± 1.4 kg). Rifle carriage was voluntarily excluded to possibly compare our results with nonmilitary studies because Birrell and Haslam (7) showed that walking kinetics were altered by a limitation of the arm swing during rifle carriage. These three conditions were assigned in a randomized and counterbalanced order, and trials were separated by 5–10 min during which subjects rested and changed their equipment.

Equipment characteristics. The new French infantry combat system (FELIN, Sagem, France) was used in this study in two different configurations. Its two notable characteristics are as follows: (i) from a biomechanical viewpoint, a distribution of the loads balanced around the body; and (ii) from a military viewpoint, it will soon be used in actual military missions. Thus, the data reported here are representative of a typical infantry system of the coming years. Equipments characteristics are detailed in Table 1 and illustrated in a supplemental figure (Figure showing pictures of a typical subject in the three conditions of equipment tested in the study, Supplemental Digital Content 1, <http://links.lww.com/MSS/A145>). The military configurations tested were designed to meet the common necessities of a 24-h patrol and recognizance mission (which may include battles and road marches). Each participant was familiarized with all of the equipments tested

TABLE 1. Main characteristics of the equipments used in the study.

Equipment	Mass	%BM	Description	Distribution Details
SP (reference)	≤1.0	≤1.4	Sport socks; running shoes; shorts; T-shirt	Not applicable
BT	22.4 ± 1.1	27.2 ± 1.9	Military socks and boots; camouflage uniform with integrated supple joint protections; light body armor; FELIN vest with electronic equipments, batteries and standard allocation of munitions/grenades; removable and flexible 2-L flask full of water; helmet	The flexible flask was fixed on the back of the electronic vest and partially counterbalanced electronic equipments and munitions located in front; batteries and electronic calculator were positioned on the flanks
RM	37.9 ± 1.4	46.1 ± 3.6	BT equipment with an additional backpack containing: supplementary munitions, weapons, and batteries; supplies; military cutlery and surviving accessories; rigid 1-L flask full of water; spare clothes	The flexible 2-L flask was transferred from the back of the vest into the backpack; thanks to a specific distribution of the equipments within the backpack, its center of gravity was located as close as possible to the carrier's trunk

Values are presented as mean ± SD. Each equipment carried was weighted just before measurements to obtain its absolute mass (kg); this value was then expressed as a percent of the subject's BM (%BM). Equipments mass presented SD because only a part of the military loads was of exact same mass for all subjects (e.g., munitions, supplies, electronic equipments, etc., ~12 kg in BT condition and ~26 kg in RM condition) but another part was of variable mass according to subjects' anthropometrical characteristics (e.g., clothes, tactical and ballistic vests, shoes, etc., from ~9 to ~12 kg in the BT condition and from ~10 to ~14 kg in the RM condition). For BT and RM equipments, FELIN electronic and optronic components were deactivated during measurements to avoid possible interferences with data acquisition systems.

because they took part in several operational tests and simulations with the device (such as military obstacle course test, marches, or simulated missions) before the experiment.

Walking energetics. Energetic data were obtained by indirect calorimetry. Expired gases were collected during the last 30 s of each 3-min walking trial to allow the stabilization of the aerobic metabolism before gas collection. Subjects breathed through a two-way nonrebreathing valve (series 2700; Hans Rudolph, Kansas City, MO) connected to a three-way stopcock that stemmed into a 100-L Douglas bag. The volume of the expired gas was measured by means of a Tissot spirometer (Gymrol, Roche-la-Molière, France), and fractions of expired gases were determined with a paramagnetic O₂ analyzer (cell 1155B; Servomex, Crowborough, England) and an infrared CO₂ analyzer (Normocap Datex, Helsinki, Finland). These analyzers were calibrated with mixed gases whose composition was determined using Scholander's method (38).

Oxygen consumption (L·min⁻¹) and carbon dioxide production (L·min⁻¹) were first calculated. Unloaded standing metabolic rate and gross metabolic rate of walking (W) were then determined from the steady state and using the following standard equation proposed by Brockway (9) because the RER was lower than 1.0:

$$\text{metabolic rates} = 16.58 \overline{\dot{V}O_2} + 4.51 \overline{\dot{V}CO_2} \quad [1]$$

where $\overline{\dot{V}O_2}$ and $\overline{\dot{V}CO_2}$ (mL·s⁻¹) represent mean $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$, respectively.

In the present study, we subtracted the metabolic rate measured during unloaded standing from all walking values to calculate the net metabolic rate (W), as proposed by Griffin et al. (22). Indeed, these authors showed that metabolic rate while standing did not significantly change with loads of up to 50% of BM. Gross and net metabolic rates (W) were divided by walking speed (m·s⁻¹) to obtain the gross and net energy costs of walking (C_W (J·m⁻¹); see di Prampero [17]). Gross and net C_W were also divided by the total mass in motion (TM, kg) to obtain mass-relative gross and net C_W ($C_{W,TM}$, J·kg⁻¹·m⁻¹).

Walking mechanics. Walking mechanics was analyzed using an instrumented three-dimensional force treadmill (ADAL; HEF Tecmachine, Andrézieux-Bouthéon, France) consisting of two identical left-right frames and belts separated by a 7-mm gap, one for the left foot GRF and one for the right foot GRF (for details and validation, see Belli et al. [6]). Parameters were recorded over 20 s, 1.5 min after the beginning of each trial to ensure the stabilization of the gait pattern and avoid disturbances from the metabolic measurements. All data were sampled at 200 Hz and low-pass filtered at 30 Hz.

Mechanical analyses were performed over five consecutive strides, a stride being defined as the period between two consecutive right heel strikes and identified from vertical GRF signals. Mechanical parameters were computed for each stride and then averaged to describe a mean typical stride with standard deviation.

Spatiotemporal parameters of walking were calculated from vertical GRF signal. Stride duration (s) was delimited by two consecutive right heel strikes and stance duration (s) by right heel strike to consecutive right toe-off. A duty factor (%) was calculated as the ratio of stance duration to stride duration. Double-support duration (%) was expressed relatively to stride duration and corresponded to the phases during which GRF were measured simultaneously on the two frames of the treadmill. Single-support duration (%) was also expressed relatively to stride duration and corresponded to the phases during which GRF were measured on only one frame of the treadmill. Step frequency (Hz) and step length (m) were computed as follows:

$$\text{step frequency} = \frac{1}{(\text{stride duration} / 2)} \quad [2]$$

$$\text{step length} = \text{walking speed} \times \frac{\text{stride duration}}{2} \quad [3]$$

Accelerations of the COM in the vertical (V), antero-posterior (A-P), and mediolateral (M-L) directions were computed from the corresponding GRF components, according to the law of dynamics. Velocities of the COM in the V, A-P, and M-L directions were then computed using a trapezoidal integration of the corresponding acceleration components, as proposed by Cavagna (12) and used for instance by Schepens et al. (37) and Peyrot et al. (34). The total instantaneous kinetic (E_k , J) and potential (E_p , J) energies of the COM were calculated as follows:

$$E_k = \frac{1}{2} TMv^2 \quad [4]$$

$$E_p = TMgh \quad [5]$$

where TM is expressed in kilograms; v (m·s⁻¹) is the resultant COM velocity determined from its V, A-P, and M-L components; g (m·s⁻²) is the gravitational constant; and h (m) is the vertical position of the COM relative to heel strike, calculated by integration of the vertical velocity. The total mechanical energy of the COM (E_{tot} , J) was computed as the sum of the E_k and E_p curves over each stride. External mechanical work (W_{ext} , J·m⁻¹) was calculated as the sum of the positive increments in E_{tot} (J; for each stride) (14) divided by stride length (m). W_{ext} was also normalized by TM to obtain mass-relative W_{ext} ($W_{\text{ext,TM}}$, J·kg⁻¹·m⁻¹).

The inverted pendulum recovery of mechanical energy of the COM was calculated according to Schepens et al. (37), as follows:

$$\text{recovery} = 100 \frac{W_k + W_p - W_{\text{ext}}}{W_k + W_p} \quad [6]$$

where recovery is expressed in percentage, W_{ext} in joules, and W_k and W_p (both in joules) are the sum of the positive increments in E_k and E_p , respectively.

During the double-contact phase of walking, positive work ($W_{\text{int,dc}}$, J) is done by the back leg pushing forward, whereas negative work is done by the front leg pushing

TABLE 2. Metabolic costs of walking in SP, BT, or RM conditions.

Variables	SP	BT	BT	ANOVA <i>P</i>	Post Hoc Results		
					SP vs BT	BT vs RM	SP vs RM
Gross C_W ($J \cdot m^{-1}$)	260 ± 39	319 ± 63	355 ± 67	<0.0001	***	*	***
Gross $C_{W,TM}$ ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$)	3.14 ± 0.49	3.06 ± 0.52	2.93 ± 0.39	0.303	NS	NS	NS
Net C_W ($J \cdot m^{-1}$)	141 ± 33	200 ± 58	235 ± 67	<0.0001	***	*	***
Net $C_{W,TM}$ ($J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$)	1.70 ± 0.42	1.91 ± 0.49	1.93 ± 0.43	0.161	NS	NS	NS

Values are presented as mean ± SD.

ANOVA *P* values represent the main effect of equipment (load) carriage: NS indicates not significant, * $P < 0.05$, ** $P < 0.01$, and *** $P < 0.001$.

C_W , energy cost of walking; $C_{W,TM}$, energy cost of walking normalized to the TM moving on the treadmill, i.e., subject plus equipment.

backward. In this study, $W_{int,dc}$ was calculated from the forces exerted by each lower limb on the ground measured separately, as proposed and detailed by Bastien et al. (2). $W_{int,dc}$ was related to the double-contact lengths (i.e., walking speed multiplied by double-contact duration) to be expressed in joules per meter ($J \cdot m^{-1}$) before analysis (2). $W_{int,dc}$ was also divided by TM to obtain mass-relative $W_{int,dc}$ ($W_{int,dc,TM}$, $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$).

Finally, locomotor efficiency was calculated as the ratio of W_{ext} and $W_{int,dc}$ to net C_W , as follows:

$$\text{efficiency} = \frac{W_{ext} + W_{int,dc}}{\text{net } C_W} \quad [7]$$

where efficiency is expressed in percentage and W_{ext} , $W_{int,dc}$, and net C_W are expressed in joules per meter ($J \cdot m^{-1}$).

Statistical analyses. Normal distribution of the data was checked by the Shapiro–Wilk normality test and variance homogeneity between samples was tested by the *F* Snedecor test. All variables were normally distributed, and variances were homogeneous. Then, a series of one-way ANOVA with repeated measures was performed to test whether mechanical and metabolic parameters changed with equipment (load) carriage. When warranted, Newman–Keuls multiple-comparison *post hoc* tests were used to identify differences among conditions (SP, BT, and RM). The statistical significance was accepted at $P < 0.05$.

RESULTS

TM (subject's BM + equipment) were 83.9 ± 9.3 kg in SP, 105 ± 10 kg in BT, and 121 ± 11 kg in RM. These TM corresponded to $101\% \pm 1\%$, $127\% \pm 2\%$, and $146\% \pm 4\%$ of subjects' BM in SP, BT, and RM conditions, respectively.

Walking Energetics

Gross C_W was significantly altered by military load carriage ($P < 0.0001$). On average, gross C_W was $22.3\% \pm 16.3\%$ higher in BT versus SP, $12.3\% \pm 12.1\%$ higher in RM versus BT, and $37.1\% \pm 22.9\%$ higher in RM versus SP. Similarly, net C_W was significantly modified by equipment carriage ($P < 0.0001$). Net C_W was $42.5\% \pm 29.2\%$ higher in BT versus SP, $20.8\% \pm 21.1\%$ higher in RM versus BT, and $70.8\% \pm 43.0\%$ higher in RM versus SP. On the other hand, when expressed per kilogram of total mass in motion, gross and net $C_{W,TM}$ were not significantly different between load conditions (Table 2 and Table showing data of oxygen consumption during walking in the three conditions of equipment tested in the study, Supplemental Digital Content 2, <http://links.lww.com/MSS/A146>).

Walking Mechanics

Spatiotemporal parameters. As shown in Table 3, military equipments carriage significantly altered the spatiotemporal parameters of subjects' walking pattern (all $P < 0.01$), yet in a different manner between BT and RM. Indeed, all the spatiotemporal parameters of walking were significantly different in RM compared to BT or SP. Contrastingly, only stance duration, duty factor, and single- and double-support durations significantly changed during walking in BT compared to SP.

Kinetic parameters. Military load carriage induced changes in absolute and mass-relative mechanical works of walking (all $P < 0.01$; Table 4). On average, W_{ext} was $44.6\% \pm 14.7\%$ higher in BT versus SP, $12.5\% \pm 11.0\%$ higher in RM versus BT, and $62.5\% \pm 21.0\%$ higher in RM versus SP. $W_{ext,TM}$ was $15.4\% \pm 11.4\%$ higher in BT versus SP,

TABLE 3. Spatiotemporal parameters of walking in SP, BT, or RM conditions.

Variables	SP	BT	RM	ANOVA <i>P</i>	Post Hoc Results			% Difference Between Conditions		
					SP vs BT	BT vs RM	SP vs RM	BT/SP	RM/BT	RM/SP
Stride duration (s)	1.16 ± 0.05	1.16 ± 0.05	1.19 ± 0.04	0.001	NS	**	**	+0.1 ± 1.2	+2.4 ± 2.3	+2.5 ± 2.3
Stance duration (s)	0.752 ± 0.033	0.769 ± 0.029	0.794 ± 0.023	<0.0001	**	***	***	+2.4 ± 1.1	+3.2 ± 2.5	+5.7 ± 2.5
Duty factor (%)	64.9 ± 0.5	66.4 ± 0.8	66.9 ± 0.7	<0.0001	***	***	***	+2.2 ± 0.6	+0.9 ± 0.4	+3.1 ± 0.7
Double-support duration (%)	29.7 ± 1.0	32.7 ± 1.6	33.8 ± 1.5	<0.0001	***	***	***	+10.1 ± 2.6	+3.4 ± 1.8	+13.8 ± 2.5
Single support duration (%)	70.3 ± 1.0	67.3 ± 1.6	66.2 ± 1.5	<0.0001	***	***	***	−4.3 ± 1.2	−1.6 ± 0.9	−5.9 ± 1.1
Step frequency (Hz)	1.73 ± 0.08	1.73 ± 0.07	1.69 ± 0.06	<0.01	NS	**	**	−0.1 ± 1.1	−2.2 ± 2.3	−2.3 ± 2.2
Step length (m)	0.649 ± 0.028	0.648 ± 0.027	0.661 ± 0.022	<0.01	NS	*	**	−0.2 ± 1.3	+2.0 ± 2.2	+1.8 ± 2.1

Values are presented as mean ± SD.

ANOVA *P* values represent the main effect of equipment (load) carriage: NS indicates not significant, * $P < 0.05$, ** $P < 0.01$, and *** $P < 0.001$.

TABLE 4. Kinetic parameters of walking in SP, BT, or RM conditions.

Variables	SP	BT	RM	ANOVA <i>P</i>	Post Hoc Results		
					SP vs BT	BT vs RM	SP vs RM
W_{ext} (J·m ⁻¹)	19.8 ± 3.2	28.4 ± 4.3	32.2 ± 6.5	<0.0001	***	**	***
$W_{\text{ext,TM}}$ (J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹)	0.232 ± 0.034	0.266 ± 0.038	0.264 ± 0.054	<0.01	**	NS	**
Recovery (%)	72.0 ± 3.3	70.9 ± 3.1	71.7 ± 3.9	0.471	NS	NS	NS
$W_{\text{int,dc}}$ (J·m ⁻¹)	11.6 ± 2.9	16.1 ± 4.3	20.8 ± 4.51	<0.0001	***	***	***
$W_{\text{int,dc,TM}}$ (J·kg ⁻¹ ·m ⁻¹)	0.135 ± 0.029	0.150 ± 0.036	0.170 ± 0.036	<0.0001	**	***	***
Efficiency (%)	23.5 ± 8.0	24.7 ± 10.5	23.9 ± 9.0	0.853	NS	NS	NS

Values are presented as mean ± SD.
ANOVA *P* values represent the main effect of equipment (load) carriage: NS indicates not significant, * *P* < 0.05, ** *P* < 0.01, and *** *P* < 0.001.
 W_{ext} , external mechanical work; $W_{\text{ext,TM}}$, external mechanical work normalized to the total moving mass (TM), i.e., subject + equipment; Recovery, fraction of external mechanical energy recovered; $W_{\text{int,dc}}$, mechanical work done by one leg against the other leg during double contact; $W_{\text{int,dc,TM}}$, mechanical work done by one leg against the other leg during double contact normalized to TM; Efficiency, ratio of mechanical works (W_{ext} and $W_{\text{int,dc}}$) to net C_W .

13.1 ± 13.6% higher in RM versus SP and not significantly different between RM and BT. Furthermore, $W_{\text{int,dc}}$ increased by 38.1% ± 10.9% from SP to BT, 32.5% ± 19.2% from BT to RM, and 82.5% ± 26.5% from SP to RM. $W_{\text{int,dc,TM}}$ was 10.3% ± 9.2% higher in BT versus SP, 15.5% ± 15.1% higher in RM versus BT, and 26.8% ± 14.5% higher in RM versus SP. Finally, military load carriage did not significantly modify the inverted pendulum property of mechanical energy of the COM transfer (recovery) or the locomotor efficiency of walking (efficiency).

DISCUSSION

The main results of the present study are that, compared to SP that represents “natural” (i.e., unloaded) walking, military BT and RM equipments carriage induced (i) significant alterations in the spatiotemporal walking pattern (all *P* < 0.01); (ii) significantly higher gross and net C_W , W_{ext} , and $W_{\text{int,dc}}$ (all *P* < 0.0001); (iii) significantly higher $W_{\text{ext,TM}}$ and $W_{\text{int,dc,TM}}$ (*P* < 0.01 and *P* < 0.0001, respectively) but did not induce change in locomotor efficiency or in the inverted pendulum mechanism of recovery.

Walking Energetics

First of all, the present data of walking energetics are consistent with those reported in the nonmilitary literature. For instance, Bastien et al. (4) showed mass-relative gross C_W value of ~3.6 J·kg⁻¹·m⁻¹ during backpack carriage at the speed of 1.1 m·s⁻¹, for loads up to 75% of subjects’ BM. They also found mass-relative net C_W of ~2.1 and ~2.4 J·kg⁻¹·m⁻¹ with loads of 30% and 45% of subjects’ BM, respectively (4). In the present study, gross $C_{W,TM}$ value was ~3.0 J·kg⁻¹·m⁻¹, and although not statistically different between BT and RM conditions (~27% and ~46% of subjects’ BM, respectively), net $C_{W,TM}$ was ~1.9 J·kg⁻¹·m⁻¹. Our slightly lower values might result from the subjects’ high abilities to perform load carriage efforts, the different modes of carriage, the different methods of metabolic measurement (Douglas bags vs portable gas analysis system, see Duffield et al. [19]) or a combination of these possibilities.

In the present study, absolute gross and net C_W increased significantly with the carriage of military intermediate (BT, ~22 kg) and high-load (RM, ~38 kg) equipments (*P* < 0.0001; Table 2). Furthermore, when C_W in BT and RM were expressed as a percent of C_W in SP and plotted in function of the ratio of TM to BM (as suggested by Griffin et al. [22]), we observed the two following phenomena. First, net C_W significantly increased by ~43% from SP to BT (*P* < 0.001), whereas TM increased by ~27% only. Further, from SP to RM conditions, net C_W significantly increased by ~71% (*P* < 0.001), whereas TM increased by ~46% only. Therefore, net C_W increased greater than proportionally to the military load carried (Fig. 1A), and as a result, net $C_{W,TM}$ values increased from SP to BT and from BT to RM conditions (Table 2). In other words, the metabolic cost specifically required (i.e., used by the muscles) to carry one unit of equipment mass was higher than the metabolic cost required to carry one unit of BM. Contrary to previous military studies that did not differentiate this specific locomotor (net) energy expenditure from the total energy expenditure (5,32,35), these results show how important are the muscular demands to carry the military loads. These results also indicate how the walking effort performed while approaching enemies may substantially involve soldiers’ metabolic resources before the (possible) subsequent battle phase, which is often risky and crucial for the success of a mission. Second, gross C_W increased slightly less than proportionally to the military load carried (~22% vs ~27% in BT and ~37% vs ~46% in RM; Fig. 1A). Consequently, gross $C_{W,TM}$ values decreased from SP to BT and from BT to RM (Table 2). In other words, the total (gross) metabolic cost for carrying one unit of BM was higher than the total metabolic cost for carrying one unit of equipment mass during military walking. This percent gross C_W increasing trend from SP to BT and RM (Fig. 1A) can be explained by the fact that the nonlocomotor (standing) metabolic rate, which is considered and computed as constant across load conditions (i.e., from SP to BT and to RM), represents a large part of the gross metabolic rate at moderate walking speeds (22). Therefore, at the moderate 4·km·h⁻¹ speed used here, the specific metabolic effects of military load carriage (net) were appreciably underestimated by the gross C_W , as in numerous military-related studies (5,32,35). However,

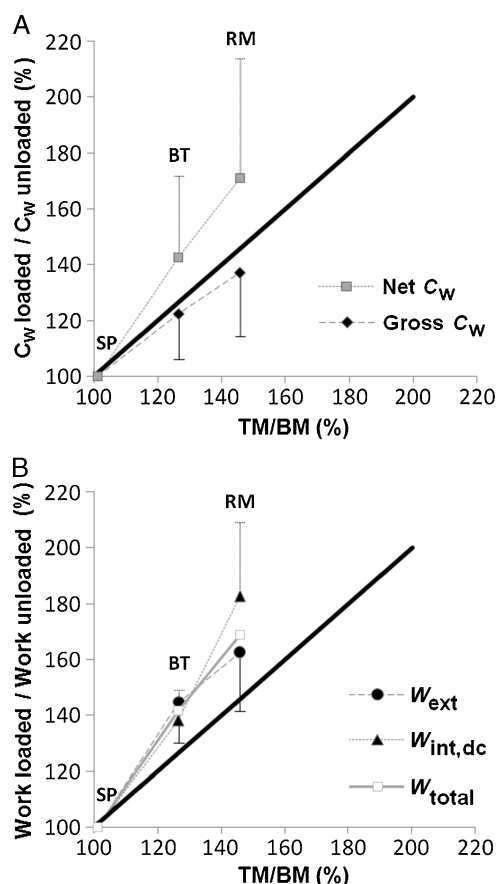


FIGURE 1—Energy costs (gross and net C_W ; A), mechanical works (W_{ext} , $W_{int,dc}$, and $W_{total} = W_{ext} + W_{int,dc}$; B) and total mass (TM) in motion on the treadmill during walking. The conditions presented are: military battle (BT) and road march (RM) with values expressed as a percentage of the unloaded walking (SP) condition values (mean \pm SD). TM is also expressed as a percentage of BM. Bold lines indicate direct proportionality (line of identity).

the gross values remained important because they characterized the total metabolic demand of military intermediate- and high-load carriage.

It should be noted that the variability of subjects' metabolic adaptations to military load carriage did not allow us to statistically establish the decrease in gross $C_{W,TM}$ and the increase in net $C_{W,TM}$ while carrying military BT and RM equipments [Table 2 and also the statistical tendency of increase in net $O_{2,TM}$ in the supplementary table (Table showing data of oxygen consumption during walking in the three conditions of equipment tested in the study, Supplemental Digital Content 2, <http://links.lww.com/MSS/A146>)]. That being said, the evolution of gross and net C_W values in the function of TM to BM values (Fig. 1A) was very close to that reported by Griffin et al. (22) at the speed of $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ while carrying loads about the waist. Therefore, contrary to what was hypothesized, the apparently complex distribution of the military equipments around soldiers' body (i.e., loads, up to $\sim 46\%$ of BM) did not seem to induce greater metabolic demands compared to load carriage around the COM. These unexpected results also indicate that the approach

aiming at organizing and counterbalancing loads around soldiers' body, while respecting military battle needs, is energetically efficient and beneficial.

Walking Mechanics

Spatiotemporal parameters. Walking pattern significantly changed with military equipments carriage (all $P < 0.01$). In BT, although stride duration and the associated step length and frequency did not significantly change compared to SP, stance duration increased by $2.4\% \pm 1.1\%$ ($P < 0.01$) and duty factor increased by $2.2\% \pm 0.6\%$ ($P < 0.001$) because of the $10.1\% \pm 2.6\%$ increase in double-support duration ($P < 0.001$). These results show that adaptations of soldiers to military intermediate and trunk-equilibrated load carriage (i.e., BT, $\sim 27\%$ of BM) occurred within the stride. In RM condition ($\sim 46\%$ of subjects' BM), all the spatiotemporal parameters were modified compared to SP and BT (all $P < 0.05$). The two major adaptations observed in RM versus SP were (i) an increase in stride duration (by $2.5\% \pm 2.3\%$, $P < 0.01$) resulting from an increase in step length (by $1.8\% \pm 2.1\%$, $P < 0.01$) and (ii) an associated redistribution of the gait phases within the walking stride as shown by the $3.1\% \pm 0.7\%$ increase in duty factor ($P < 0.001$) caused by the $13.8\% \pm 2.5\%$ higher double-support duration ($P < 0.001$). These results indicate that a progressiveness in the adaptations occurred when subjects carried additional loads that shifted from "null" (SP) to military intermediate-equilibrated (BT) and then to high-load-backward (RM) carriage. The main changes consisted in alterations of the gait phases within the stride (i.e., from SP to BT) and, when the constraint represented by the additional load increased (i.e., from BT to RM), adaptations of the entire stride while at the same time changing the gait phases within.

Kinetic parameters. Absolute W_{ext} and $W_{int,dc}$ significantly increased with military intermediate (BT) and high-load (RM) equipments carriage ($P < 0.0001$). Thus, adding masses to soldiers' BM induced a significant increase in the muscular mechanical actions performed to lift/accelerate and transfer the COM (center of total mass, COTM) from one foot to the other during the double contact phase. Moreover, this increase was so large that $W_{ext,TM}$ and $W_{int,dc,TM}$ were significantly higher in BT and RM conditions compared to SP ($P < 0.01$; Table 4). In other words, the W_{ext} and $W_{int,dc}$ done per unit of additional mass were higher than those done per unit of BM. This suggests that military equipment carriage had more than a "passive" effect on the mechanical works and shows how important were these muscular works during military-type walking. Further, Recovery did not significantly change in any of the tested conditions, showing that the inverted pendulum mechanism of mechanical energy exchange was not disturbed by the carriage of military loads. Thus, it seems that the subjects' capabilities to save mechanical energy of the COTM by exchanging kinetic (i.e., changes in COTM velocity) and gravitational

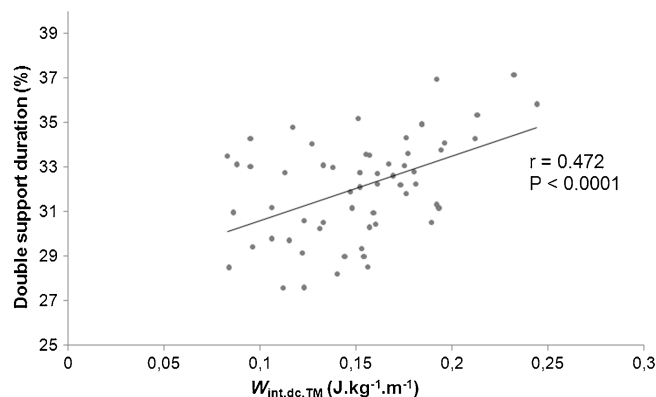


FIGURE 2—Correlation between double-support duration (in percentage of stride duration) and total mass-relative internal work done during double contact ($W_{\text{int,dc,TM}}$). Pooled data of all subjects ($n = 10$), conditions ($n = 3$), and measurement sessions ($n = 2$).

potential (i.e., changes in COTM vertical position) energies were not altered by military load carriage. Finally, locomotor efficiency did not significantly change during military load carriage, suggesting that the mechanical muscular actions remained at the same level of metabolic effectiveness to produce COTM displacements (W_{ext}) and stance-to-stance transfers ($W_{\text{int,dc}}$) in the different walking conditions (SP, BT, and RM).

To further analyze these kinetic data, the mechanical work values computed in BT and RM were also expressed as a percent of the SP condition values and plotted as a function of the TM-to-BM ratio (Fig. 1B). By doing so, we observed that the effect of military load carriage on W_{ext} was more moderate when soldiers were already carrying a part of their equipments (i.e., from BT to RM) than when shifting from “null” to intermediate load carriage (i.e., from SP to BT, see the indicative slopes in Fig. 1B). Conversely, $W_{\text{int,dc}}$ increased more from BT to RM than from SP to BT. Therefore, the higher the total military load carried, the higher the relative muscular work needed to transfer the COTM from one foot to the other compared to accelerating/lifting it, even if W_{ext} represented, in absolute value, the major part of the total mechanical work computed in this study.

Furthermore, the increases in total mechanical work (i.e., $W_{\text{ext}} + W_{\text{int,dc}}$) from unloaded (SP) to military intermediate-loaded (BT) and high-loaded (RM) walking ($\sim 42\%$ from SP to BT and $\sim 69\%$ from SP to RM; Fig. 1B) were extremely close to those of net C_W in the same conditions ($\sim 43\%$ from SP to BT and $\sim 71\%$ from SP to RM; Fig. 1A). Consequently, the net metabolic cost of walking increased in nearly direct proportion to the total mechanical work (as confirmed by the constant locomotor efficiency; Table 4), showing that the quasitotality of the metabolic adaptations to military load carriage was associated with the work done on the COTM (vs making the body rigid and swinging the limbs relative to the COM, i.e., internal work).

Once again, these results were in accordance with the findings of Griffin et al. (22) for moderate speeds (0.5–1.5

$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) while carrying loads about the waist. Therefore, this contradicts our initial hypothesis that the complex distribution of military equipments would induce larger effects than carrying loads very close and totally equilibrated around the COM, as done by these authors. This observation also shows that when the major part of the load is located close to subjects’ COM and counterbalanced between the front and the back of the trunk, the load effects are interestingly reduced, even if some equipments (i.e., loads) remain positioned at distal locations (e.g., helmet, boots, supple joint protections).

This study showed that mass-relative external mechanical work ($W_{\text{ext,TM}}$, $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) was higher during walking with external military load carriage (BT and RM) than during unloaded walking (SP) at the speed of $4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. When comparing the present kinetic data with those reported in other research contexts like obesity, it is interesting to note that the external mechanical work relative to TM in motion (i.e., subjects’ BM) did not significantly change between normal-weight and obese subjects at similar walking speeds (34). These results indicate that external military load carriage induces greater changes in walking kinetics (when expressed relative to TM) than internal–additional load carriage, as obesity could be interpreted from a mechanical standpoint. We suggest that this effect can be attributed to the immediate effect of external military load carriage compared to the continuous and chronic aspect of internal–additional load faced by obese individuals while walking (10). Taken together, these results show that even if infantrymen develop high abilities to load carriage over their career, it remains insufficient to make them develop an ability to reduce the “negative” mechanical effects of load carriage, as obese individuals may experience.

Finally, when considering both spatiotemporal and kinetic parameters, we can assume that the higher $W_{\text{int,dc}}$ observed here was related to the increase in double-support duration during walking with external load carriage. Indeed, when the TM in motion increases, the transfer of the COTM from one foot to the other requires more work (Table 4) and thus higher GRF. This phenomenon may affect the subject’s gait stability and walking balance. Consequently, an increase in double-support duration may induce a decrease in the extent of this effect through the actions of both feet during their simultaneous contact against the ground, which allows a better control of the COTM displacements. Interestingly, the significant ($P < 0.0001$) correlation between $W_{\text{int,dc,TM}}$ (i.e., the $W_{\text{int,dc}}$ independently of the load) and the double-support duration partly supported this hypothesis (Fig. 2; $r = 0.472$).

CONCLUSIONS

To our knowledge, this study is the first to describe energy cost, mechanical work, and the associated locomotor efficiency during walking with military intermediate- and high-load carriage in experienced infantrymen. Compared to

unloaded walking, the mechanical work and energy cost parameters of walking increased significantly during military load carriage. However, contrary to what was expected, these mechanical and metabolic effects observed during military equipments carriage (which represents a complex load distribution form) appeared not greater than those reported in studies in which the loads were carried around the waist. This result suggests that the ergonomic approach aiming at organizing and counterbalancing the loads around soldiers' body, while respecting military battle needs, is effective and beneficial. However, even if load distribution has positive effects, each unit of mass carried by soldiers has a considerable effect on their mechanical and metabolic behaviors (and also indirectly on the risk of injuries). As a consequence, military equipments definition by armies and

development by manufacturers should consider the loads carried ever more carefully to place the soldiers in the best and most secure conditions for campaigns. Further, future investigations should seek whether the immediate effects of load carriage reported here are also observed, or differ, when soldiers perform military missions in the field and experience fatigue, which may represents a factor of injuries during military load carriage.

No funding was received for this study from National Institutes of Health, Wellcome Trust, Howard Hughes Medical Institute, or others.

The authors thank Dr. Pierre Samozino for his stimulating discussion of the data and assistance in statistical analyses.

The authors have no conflict of interest.

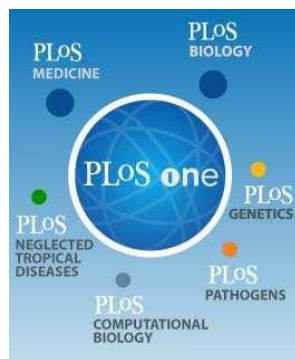
The results of the present study do not constitute endorsement by the American College of Sports Medicine.

REFERENCES

1. Attwells RL, Birrell SA, Hooper RH, Mansfield NJ. Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. *Ergonomics*. 2006;49(14):1527–37.
2. Bastien GJ, Heglund NC, Schepens B. The double contact phase in walking children. *J Exp Biol*. 2003;206(Pt 17):2967–78.
3. Bastien GJ, Schepens B, Willems PA, Heglund NC. Energetics of load carrying in Nepalese porters. *Science*. 2005;308(5729):1755.
4. Bastien GJ, Willems PA, Schepens B, Heglund NC. Effect of load and speed on the energetic cost of human walking. *Eur J Appl Physiol*. 2005;94(1–2):76–83.
5. Beekley MD, Alt J, Buckley CM, Duffey M, Crowder TA. Effects of heavy load carriage during constant-speed, simulated road marching. *Mil Med*. 2007;172(6):592–5.
6. Belli A, Bui P, Berger A, Geyssant A, Lacour JR. A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *J Biomech*. 2001;34(1):105–12.
7. Birrell SA, Haslam RA. The influence of rifle carriage on the kinetics of human gait. *Ergonomics*. 2008;51(6):816–26.
8. Birrell SA, Hooper RH, Haslam RA. The effect of military load carriage on ground reaction forces. *Gait Posture*. 2007;26(4):611–4.
9. Brockway JM. Derivation of formulae used to calculate energy expenditure in man. *Hum Nutr Clin Nutr*. 1987;41(6):463–71.
10. Browning RC, Kram R. Pound for pound: working out how obesity influences the energetics of walking. *J Appl Physiol*. 2009;106(6):1755–6.
11. Browning RC, Modica JR, Kram R, Goswami A. The effects of adding mass to the legs on the energetics and biomechanics of walking. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39(3):515–25.
12. Cavagna GA. Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol*. 1975;39(1):174–9.
13. Cavagna GA, Kaneko M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol*. 1977;268(2):467–81.
14. Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R. External work in walking. *J Appl Physiol*. 1963;18:1–9.
15. Cavagna GA, Thys H, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol*. 1976;262(3):639–57.
16. Datta SR, Ramanathan NL. Ergonomic comparison of seven modes of carrying loads on the horizontal plane. *Ergonomics*. 1971;14(2):269–78.
17. di Prampero PE. The energy cost of human locomotion on land and in water. *Int J Sports Med*. 1986;7(2):55–72.
18. Donelan JM, Kram R, Kuo AD. Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *J Exp Biol*. 2002;205(Pt 23):3717–27.
19. Duffield R, Dawson B, Pinnington HC, Wong P. Accuracy and reliability of a Cosmed K4b2 portable gas analysis system. *J Sci Med Sport*. 2004;7(1):11–22.
20. Durnin JV, Womersley J. Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *Br J Nutr*. 1974;32(1):77–97.
21. Foissac MJ, Millet GY, Geyssant A, Freychat P, Belli A. Characterization of the mechanical properties of backpacks and their influence on the energetics of walking. *J Biomech*. 2009;42(2):125–30.
22. Griffin TM, Roberts TJ, Kram R. Metabolic cost of generating muscular force in human walking: insights from load-carrying and speed experiments. *J Appl Physiol*. 2003;95(1):172–83.
23. Haisman MF. Determinants of load carrying ability. *Appl Ergon*. 1988;19(2):111–21.
24. Harman EA, Frykman PN, Knapik JJ, Han KH. Backpack vs. front-back: differential effects of load on walking posture. *Med Sci Sports Exerc*. 1994;26:S140.
25. Knapik J, Harman E, Reynolds K. Load carriage using packs: a review of physiological, biomechanical and medical aspects. *Appl Ergon*. 1996;27(3):207–16.
26. Knapik JJ, Reynolds KL, Harman E. Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects. *Mil Med*. 2004;169(1):45–56.
27. Koerhuis CL, Veenstra BJ, van Dijk JJ, Delleman NJ. Predicting marching capacity while carrying extremely heavy loads. *Mil Med*. 2009;174(12):1300–7.
28. Legg SJ. Comparison of different methods of load carriage. *Ergonomics*. 1985;28(1):197–212.
29. Lloyd R, Cooke CB. The oxygen consumption associated with unloaded walking and load carriage using two different backpack designs. *Eur J Appl Physiol*. 2000;81(6):486–92.
30. Majumdar D, Pal MS, Majumdar D. Effects of military load carriage on kinematics of gait. *Ergonomics*. 2010;53(6):782–91.
31. Maloiy GM, Heglund NC, Prager LM, Cavagna GA, Taylor CR. Energetic cost of carrying loads: have African women discovered an economic way? *Nature*. 1986;319(6055):668–9.
32. Pal MS, Majumdar D, Bhattacharyya M, Kumar R, Majumdar D. Optimum load for carriage by soldiers at two walking speeds on level ground. *Int J Ind Ergonom*. 2009;39(1):68–72.
33. Pandolf KB, Givoni B, Goldman RF. Predicting energy expenditure with loads while standing or walking very slowly. *J Appl Physiol*. 1977;43(4):577–81.

34. Peyrot N, Thivel D, Isacco L, Morin JB, Duche P, Belli A. Do mechanical gait parameters explain the higher metabolic cost of walking in obese adolescents? *J Appl Physiol*. 2009;106(6):1763–70.
35. Quesada PM, Mengelkoch LJ, Hale RC, Simon SR. Biomechanical and metabolic effects of varying backpack loading on simulated marching. *Ergonomics*. 2000;43(3):293–309.
36. Ricciardi R, Deuster PA, Talbot LA. Metabolic demands of body armor on physical performance in simulated conditions. *Mil Med*. 2008;173(9):817–24.
37. Schepens B, Bastien GJ, Heglund NC, Willems PA. Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *J Exp Biol*. 2004;207(Pt 4):587–96.
38. Scholander PF. Analyzer for accurate estimation of respiratory gases in one-half cubic centimeter samples. *J Biol Chem*. 1947;167(1):235–50.
39. Scott PA, Christie CJ. “Optimal” speed–load combinations for military manoeuvres. *Int J Ind Ergonom*. 2004;33(1):63–8.
40. Stuempfle KJ, Drury DG, Wilson AL. Effect of load position on physiological and perceptual responses during load carriage with an internal frame backpack. *Ergonomics*. 2004;47(7):784–9.

PUBLICATION 2



EFFECTS OF EXTREME-DURATION HEAVY LOAD CARRIAGE ON NEUROMUSCULAR FUNCTION AND LOCOMOTION: A MILITARY-BASED STUDY

Grenier JG, Millet GY, Peyrot N, Samozino P, Oullion R, Messonnier L, Morin JB

PLoS One

Effects of Extreme-Duration Heavy Load Carriage on Neuromuscular Function and Locomotion: A Military-Based Study

Jordane G. Grenier^{1,2*}, Guillaume Y. Millet¹, Nicolas Peyrot³, Pierre Samozino⁴, Roger Oullion⁵, Laurent Messonnier⁴, Jean-Benoît Morin¹

1 Laboratory of Exercise Physiology (EA4338), University of Lyon, Saint-Etienne, France, **2** Safran Group, Sagem, Land Warfare, Massy, France, **3** University of La Reunion, UFR SHE, CURAPS-DIMPS (EA4075), Reunion Island, France, **4** Laboratory of Exercise Physiology (EA4338), University of Savoie, Le Bourget du Lac, France, **5** Sports Medicine and Myology Unit, Bellevue Hospital, University Hospital Center, Saint-Etienne, France

Abstract

Trekking and military missions generally consist of carrying heavy loads for extreme durations. These factors have been separately shown to be sources of neuromuscular (NM) fatigue and locomotor alterations. However, the question of their combined effects remains unresolved, and addressing this issue required a representative context.

Purpose: The aim was to investigate the effects of extreme-duration heavy load carriage on NM function and walking characteristics.

Methods: Ten experienced infantrymen performed a 21-h simulated military mission (SMM) in a middle-mountain environment with equipment weighing ~27 kg during battles and ~43 kg during marches. NM function was evaluated for knee extensors (KE) and plantar flexors (PF) pre- and immediately post-SMM using isometric maximal voluntary contraction (MVC) measurement, neural electrical stimulation and surface EMG. The twitch-interpolation method was used to assess central fatigue. Peripheral changes were examined by stimulating the muscle in the relaxed state. The energy cost, mechanical work and spatio-temporal pattern of walking were also evaluated pre-/post-SMM on an instrumented treadmill in three equipment conditions: Sportswear, Battle and March.

Results: After the SMM, MVC declined by $-10.2 \pm 3.6\%$ for KE ($P < 0.01$) and $-10.7 \pm 16.1\%$ for PF ($P = 0.06$). The origin of fatigue was essentially peripheral for both muscle groups. A trend toward low-frequency fatigue was detected for KE (5.5% , $P = 0.08$). These moderate NM alterations were concomitant with a large increase in perceived fatigue from pre- (rating of 8.3 ± 2.2) to post-SMM (15.9 ± 2.1 , $P < 0.01$). The SMM-related fatigue did not alter walking energetics or mechanics, and the different equipment carried on the treadmill did not interact with this fatigue either.

Conclusion: This study reports the first data on physiological and biomechanical consequences of extreme-duration heavy load carriage. Unexpectedly, NM function alterations due to the 21-h SMM were moderate and did not alter walking characteristics.

Clinical Trial Registration: Name: Effect of prolonged military exercises with high load carriage on neuromuscular fatigue and physiological/biomechanical responses. Number: NCT01127191.

Citation: Grenier JG, Millet GY, Peyrot N, Samozino P, Oullion R, et al. (2012) Effects of Extreme-Duration Heavy Load Carriage on Neuromuscular Function and Locomotion: A Military-Based Study. PLoS ONE 7(8): e43586. doi:10.1371/journal.pone.0043586

Editor: Alejandro Lucia, Universidad Europea de Madrid, Spain

Received: March 13, 2012; **Accepted:** July 23, 2012; **Published:** August 22, 2012

Copyright: © 2012 Grenier et al. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

Funding: No current external funding sources for this study.

Competing Interests: The authors have the following interests. Jordane G. Grenier is currently PhD student at University of Saint-Etienne and is also affiliated to the Safran group via an industrial PhD thesis contract. As part of this thesis contract, Jordane G. Grenier's work aims to evaluate the physiological consequences of the FELIN land warfare system (developed by the Safran group and used in the present study as the equipment to be carried by the subjects). There are no further patents, products in development or marketed products to declare. This does not alter the authors' adherence to all the PLoS ONE policies on sharing data and materials, as detailed online in the guide for authors.

* E-mail: jordane.grenier@gmail.com

Introduction

Outdoor activities requiring self-sufficiency, specific gear and/or involving bivouac (e.g. trekking and military missions) are characterized by the carriage of considerable equipment and supplies. This specific feature implies high-to-severe conditions of locomotion [1,2] and requires high levels of metabolic and

mechanical energy from the carrier, even for short-term walking [3,4,5,6]. In addition, these walking efforts are generally prolonged for hours or even days and can be associated with sleep rhythm disturbance or deprivation, caloric restriction, as well as environmental and psychological stresses, especially in the military context [7,8,9]. Taken together or separately, these factors have deleterious

rious physiological consequences [10,11] and may induce neuromuscular (NM) fatigue.

NM fatigue is defined as an exercise-related decrease in the maximal strength or power of a muscle, whether or not the task can be sustained [12]. Fatigue potentially involves processes at all levels of the motor pathway from the motor cortex to skeletal muscle [13]. Classically, alterations of neuromuscular function due to fatigue are classified as central (neural) or peripheral (muscular) in origin. Central fatigue corresponds to a failure of the central nervous system to drive the motoneurons adequately and appears with exercise [14] while peripheral fatigue may involve all processes located distal to the neuromuscular junction/sarcolemma, in particular the fatigue-induced alterations in excitation–contraction coupling [15]. Central and peripheral origins are mutually dependent since recruitment of motoneurons depends on the descending drive from supraspinal sites and central drive is controlled through a combination of factors including excitatory and inhibitory reflex inputs from different peripheral afferents. Fatigue is known to depend on exercise duration and intensity, and type of muscle contraction [16,17].

Previous studies have investigated the effects of exercises with heavy load carriage of short-to-medium duration on NM function. Clarke et al. [18] have reported decreases in trunk, knee and ankle flexor/extensor maximal voluntary contraction (MVC) in soldiers after ~3-h walking (12.1 km at 4 km.h⁻¹) while carrying loads up to 27 kg. More recently, Blacker et al. [19] showed that the carriage of a 25-kg pack during 2-h treadmill walking induced a 15% loss in knee extensor (KE) MVC and was associated with moderate central and peripheral fatigue. Furthermore, slight low-frequency fatigue (LFF, which has been linked to excitation–contraction coupling failure and muscular damage [20]) was detected in this study for both level and downhill walking [19].

Other studies have investigated the NM consequences of exercises without load carriage (or with light equipment) but of extreme duration. Very large KE and plantar flexor (PF) MVC declines were observed in ultra-marathon runners after a 24-h treadmill run (–41% and –30%, respectively [21]) and a ~40-h mountain ultra-marathon (–35% and –39%, respectively [22]). In both studies, MVC declines were associated with large central activation deficits (depending on the muscle group tested) and peripheral fatigue. LFF was also observed after the mountain ultra-marathon, likely due to long downhill sections (~9 500 m of total negative elevation) that involved intense eccentric muscular actions known to induce muscular damage [22,23].

To date, the question of the combined effects of heavy load carriage and exercise of extreme duration on NM fatigue remains however unresolved. Since military efforts naturally and severely combine these two features [9], we thought it justified and relevant to use a military mission context to address this question. Indeed, beyond their scientific novelty, such data obtained in a real-world context could be applied to strategic planning and used in the military theater (e.g. management of forces during actual missions). Therefore, the main purpose of the present study was to investigate the effects of a prolonged mission with heavy military load carriage on the NM fatigue of two major muscle groups involved in human walking and load carriage [24]. For this purpose, the KE and PF NM function of experienced infantrymen was assessed before and after a 21-h simulated military mission (SMM) specifically designed to represent the current operational reality.

In addition, in view of the existing links between NM fatigue, load carriage and the risks of slips, falls or injuries during locomotion [2,24,25,26,27,28], this study design allowed us to investigate the effects of extreme-duration heavy load carriage on

walking mechanics and energetics. Indeed, although acute consequences of load carriage have been widely considered [3,4,5,6], very little is known about the effects of fatigue and its potential interaction with load carriage on walking characteristics. Moreover, the few studies that have hitherto explored similar issues mostly used fatiguing laboratory protocols (e.g. treadmill run [27,29,30,31]), not real exercises in the field, and this may limit the representativity of their observations [32]. Therefore, the secondary aim of the present study was to investigate the consequences of this 21-h SMM on the energy cost, mechanical work and spatio-temporal parameters of walking.

Concerning the primary aim of the present study, we hypothesized that both central and peripheral NM function alterations would be larger after the SMM than after loaded-walking exercises of intermediate duration, i.e. from 2 to 3 h [18,19]. This is because of (i) the much longer exercise duration, (ii) the heavier loads carried, and (iii) the additional stressors inherent to the mission-related effort (e.g. sleep rhythm and comfort disturbances, hilly terrain). However, NM function changes of lower magnitude than after ultra-marathon runs [21,22] were expected (especially at the peripheral level) because, contrary to running, walking is not associated with repeated impacts or intense muscular eccentric actions [33,34]. Regarding the secondary aim of this study, we hypothesized that walking characteristics would change after the 21-h SMM, especially the mechanical parameters [30,31] that have been shown to be more discriminating than energetical ones at moderate walking speed [4].

Methods

Subjects and Ethics Statement

Ten males volunteered to participate in this study after being informed about the procedure and risks associated with the protocol. They were all involved in regular physical activities (5.4±2.7 hours per week) and were not presenting recent muscular, joint or bone disorders or receiving any medication that could interfere with their NM responses or walking pattern or influence their energetic metabolism. The subjects were recently-retired infantrymen (seven from the French Foreign Legion) with a career of 14.1±8.3 years and had extensive high-load carriage and military experience. Their anthropometrical and physiological characteristics were as follows: age: 38.9±8.9 yrs, height: 177±5 cm, mean leg length: 90.9±3.6 cm, body mass (BM): 82.9±9.3 kg, BM index: 26.7±2.2 kg.m⁻², body fat percentage: 19.4±3.1%, maximal heart rate (HR_{max}): 190±17 bpm, absolute maximal oxygen uptake ($\dot{V}O_{2max}$): 3.53±0.36 L.min⁻¹, $\dot{V}O_{2max}$ relative to BM: 42.3±5.2 mL.kg⁻¹.min⁻¹.

Written informed consent was obtained from the subjects, and the study was conducted according to the Declaration of Helsinki. The protocol was approved by the local ethics committee (Comité de Protection des Personnes, Sud-Est 1, France) and registered at <http://clinicaltrial.gov> (reference: NCT01127191).

Protocol Overview

The subjects were included in the study one week before the beginning of the specific research protocol. Inclusion sessions consisted of (i) a complete medical examination with anthropometric data collection, (ii) a standardized incremental maximal aerobic test, and (iii) a complete familiarization with the different devices/protocols used in the experimentation (see details in the section *subject characterization and familiarization* below).

The specific research protocol lasted 24 h and consisted of two (pre/post) 90-min laboratory measurement sessions separated by

the 21-h SMM. Heart rate was the only parameter monitored continuously throughout the protocol using telemetric cardiofrequencymeters (Polar RS800CX, Polar Electro Oy, Kempele, Finland). Chronologically, the pre-SMM session (PRE) began with an evaluation of the subjects' instant rating of perceived fatigue (RPF), and a 6-min moderate cycling warm-up immediately followed by a standardized NM function evaluation (see details in the sections relating to *fatigue assessment* below). After 5 min of rest, expired gases were collected over 10 min of unloaded standing. Then the subjects performed three 3-min level-walking trials at $4 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ on an instrumented treadmill, during which walking energetics and mechanics were assessed in three loading conditions (i.e. one condition per trial, see details in the sections *equipment/load characteristics* and *walking assessment* below). Before starting the SMM at 12:00 am, the subjects checked their equipment and supplies. The 21-h SMM was performed in a low- to middle-mountain environment close to the laboratory (see details in the section *SMM characteristics* and figure 1 below). After the SMM, the subjects immediately performed the post-SMM session (POST). POST began with an evaluation of instant RPF and rating of perceived exertion regarding the entire SMM (RPE). Then, after taking off their equipment, the subjects performed the NM function evaluation within 9 ± 3 min after the SMM. Finally, the course of POST (i.e. unloaded standing gas collection and walking assessments on the treadmill in three loading conditions) was identical to that of PRE.

For logistical reasons (duration of PRE and POST, follow-up and safety of the subjects during the SMM, etc.), the subjects were divided into two subgroups ($n = 5$) and performed the protocol two days apart. Similarly, in order to avoid a period of rest between the end of the SMM and the NM function evaluations at POST, the subjects in a same subgroup performed the protocol at 20-min intervals.

Subject Characterization and Familiarization

During the inclusion sessions, the subjects were first examined by the same medical doctor that also performed anthropometric data collection. Stature was measured to the nearest 0.5 cm using a standardized wall-mounted height board. Leg length was measured from the great trochanter to the floor in a standing position with a tape measure. BM was measured to the nearest 0.1 kg with subjects standing in undergarments without shoes on a mechanical column weighing scale (Bascule type 286, Chollet, La Talaudière, France). BM Index was calculated as BM divided by height (in m) squared. Body fat percentage was estimated using skinfold thickness values and Durnin & Womersley standard equations [35]. Skinfold thickness values were measured to the nearest millimeter in triplicate at the biceps, triceps, subscapular, and suprailiac points on the left and right side of the body using a Harpenden skinfold caliper (British Indicators, West Sussex, UK). At each of these four points, the mean value for the six skinfold thicknesses was calculated.

After this examination, the subjects performed an incremental running maximal test on a level treadmill. This test consisted of progressive 3-min stages separated by 1 min of rest. Running speed was $10 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ at the first stage and the increment of speed was $1.5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ per stage until exhaustion. Heart rate (HR) was monitored continuously using a three-channel electrocardiogram (Cardiotest EK51, Hellige GMBH, Freiburg, Germany). Expired gases were collected during the last 30 s of each 3-min stage to determine oxygen consumption ($\dot{V}\text{O}_2$). The subjects breathed through a two-way nonrebreathing valve (series 2700; Hans Rudolph, Kansas City, MO) connected to a three-way stopcock leading to a 100-L Douglas bag. The volume of the expired gas

was measured by means of a Tissot spirometer (Gymrol, Roche-la-Molière, France), and fractions of expired gases were determined with a paramagnetic O_2 analyzer (cell 1155B; Servomex, Crowborough, England) and an infrared CO_2 analyzer (Normocap Datex, Helsinki, Finland). The analyzers were calibrated with mixed gases of known composition. HR_{max} and $\dot{V}\text{O}_{2\text{max}}$ corresponded to the highest values obtained at steady state during the last running stage.

Particular attention was paid to familiarize the subjects with the devices/protocols used during the specific experimentation, especially the MVC and electrical stimulation of the KE and PF muscles. The subjects repeated trials of the procedures until the results were reproducible.

Equipment/load Characteristics

For a detailed description and illustration of the equipment, the reader should refer to a recent article from our research group [4]. Briefly, during the laboratory walking trials, three equipment conditions were tested, a Sportswear condition taken as reference (SP, mass ≤ 1 kg, corresponding to $\leq 1.4\%$ of the subjects' BM) and two configurations of the new French infantry combat system (FELIN, Sagem, France) without rifle: Battle equipment (BT, 22.4 ± 1.1 kg, $27.2 \pm 1.9\%$ BM) and Road March equipment (RM, 37.9 ± 1.4 kg, $46.1 \pm 3.6\%$ BM, corresponding to BT with an additional backpack).

During the SMM, both military BT and RM equipment were carried alternately (according to the military actions performed, e.g. RM while marching and BT while patrolling, see figure 1) with an additional demilitarized rifle weighting 5.01 kg (FA-MAS FELIN, France) to create conditions comparable to those found in the military theater. The total loads carried during the SMM were therefore 27.4 ± 1.1 kg in BT and 42.9 ± 1.4 kg in RM, corresponding to $33.4 \pm 2.6\%$ BM and $52.2 \pm 4.2\%$ BM respectively. BT and RM configurations were designed to represent and meet the common necessities of a prolonged patrol and reconnaissance mission. Each participant was familiarized with all of the equipment tested prior to the experiment.

Simulated Military Mission (SMM) Characteristics

An overview of the 21-h SMM design, intensity and integration in the general protocol is given in figure 1. The SMM was specifically designed by former officers to represent a typical prolonged patrol and reconnaissance mission. It began with a 4-h road march to simulate quietly approaching a hostile zone represented by a fragment of forest located in a middle-mountain environment 15 km away from the laboratory (uphill walking, 570 m of positive and 240 m of negative elevation change, mean walking speed of $\sim 4 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$). On arrival near the hostile zone, the subjects had a 1-h period to rest and ration. Each subject had a French war ration ("RCIR"; 3200 kcal, protein: 13%, lipid: 32%, carbohydrate: 55%) in his pack to provide sustenance over the entire SMM. After this reconditioning period, the subjects moved through the enemy forest (~ 30 min) in order to find and install (~ 30 min) an advanced camp. The objective of the following 2-h recon period was to progressively secure the zone that surrounded the camp while approaching a strategic enemy lane for observation. During the night hours, the subjects were equipped with night vision devices. Moreover, during the recon periods of the SMM, experimenters drove and moved through the forest to simulate enemy activity. The subjects were also told to try and intercept the experimenters as they tried to reach the advanced camp, just as enemies would do. After the aforementioned 8 h of various activities, the subjects were allowed two 3-h sleeping periods separated by another 2-h recon period. Sleeping periods

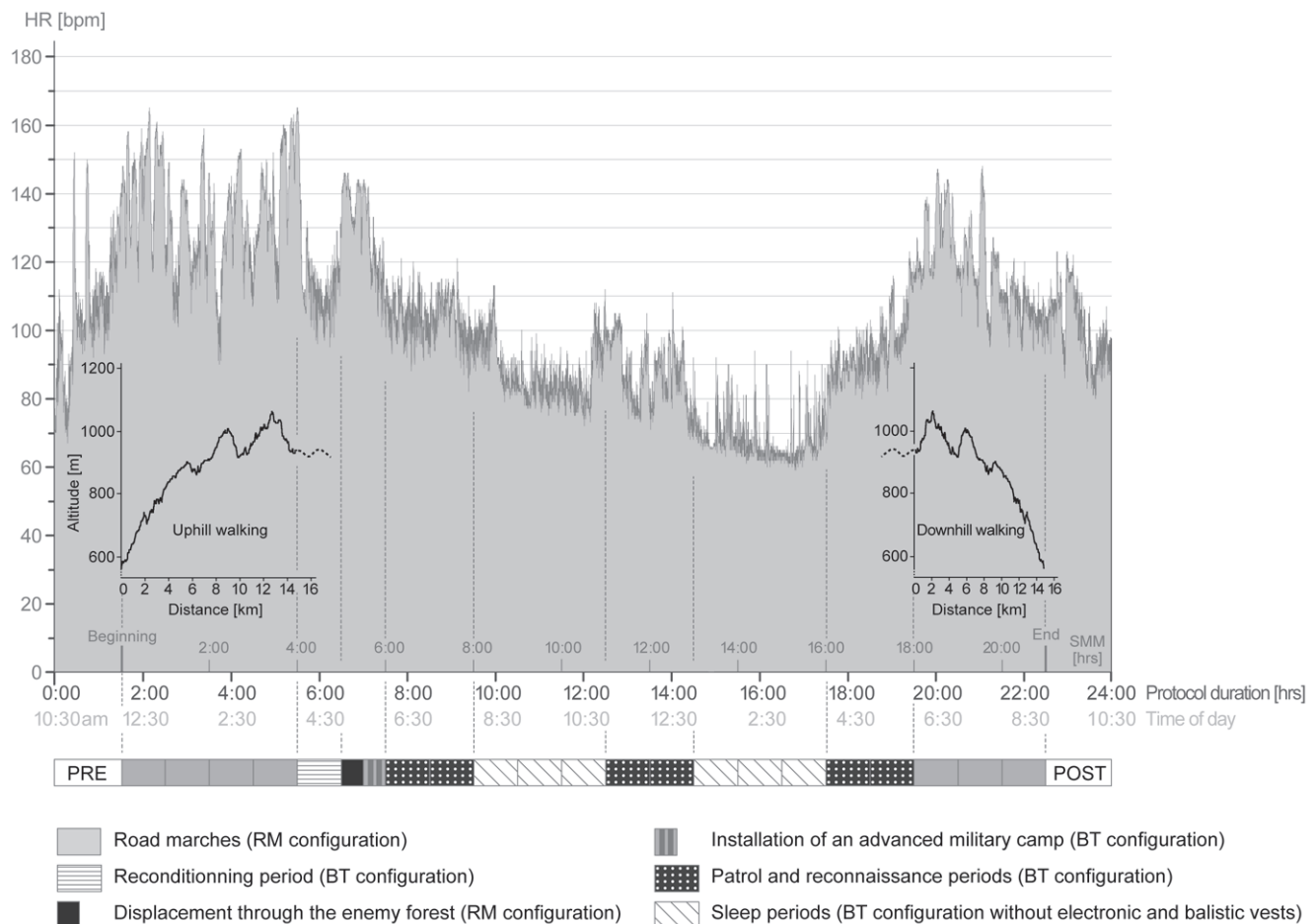


Figure 1. Typical heart rate (HR) of a subject throughout the protocol. Figure includes the 21-h simulated military mission (SMM) and the pre-SMM (PRE) and post-SMM (POST) measurement sessions. Altitude, chronology and equipment conditions are inserted on and under the HR graph as indicative data. BT: battle equipment (27.4 ± 1.1 kg corresponding to $33.4 \pm 2.6\%$ of the subjects' BM), RM: road march equipment (42.9 ± 1.4 kg, corresponding to $52.2 \pm 4.2\%$ BM). doi:10.1371/journal.pone.0043586.g001

were set and imposed according to the common turnover observed in missions and in previous reports [9]. Then one last 105-min recon was performed prior to a 15-min period during which the subjects gathered their equipment prior to walking back to the laboratory. The return road march was the exact reverse of the first one (downhill walking, 570 m of negative and 240 m of positive elevation change) except it was performed in 3 h because of the major negative slope (mean walking speed of $\sim 5.5 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$).

Fatigue Assessment: Neuromuscular Function

Experimental materials, preparation and setting. In the present study, we used the exact same (i) ergometers, positioning and instructions to subjects, (ii) electrical stimulation system and neural detection procedure, (iii) electrode models, electromyographic recording system and skin preparation procedure as in a recent study from our research group [22].

Maximal voluntary contractions: the subjects were strongly encouraged during all the MVCs. For the KE testing, the subjects were seated in the frame of a Cybex II (Ronkonkoma, NY) and Velcro straps were strapped across the chest and hips to avoid lateral and frontal displacements. Subjects were also instructed to grip the seat during the MVC to further stabilize the pelvis. The KE muscular mechanical response was recorded with a strain

gauge (SBB 200 Kg, Tempo Technologies, Taipei, Taiwan) located at the level of the external *malleolus*. All measurements were taken from the subject's right leg with the knee and hip flexed at 90 degrees from full extension. PF muscles were tested with an instrumented pedal (CS1060 300 Nm, FGP Sensors, Les Clayes Sous Bois, France). For the PF testing, the subjects were seated in the frame of a Cybex II similar to that used for KE. Velcro straps were also strapped across the chest and hips to avoid lateral and frontal displacements, and across the forefoot to limit heel lift during the MVC. The hip, knee and ankle angles were set at 90 degrees from full extension.

Electrical stimulation: after femoral (for KE) and posterior tibial nerve (for PF) detection with a ball probe cathode pressed into the femoral triangle and the popliteal fossa, respectively, electrical stimulation was applied percutaneously to the motor nerve via a self-adhesive electrode pressed manually (10-mm diameter, Ag-AgCl, Type 0601000402, Contrôle Graphique Medical, Brie-Comte-Robert, France). The anode, a 10×5 cm self-adhesive stimulation electrode (Medicompex SA, Ecublens, Switzerland), was located either in the gluteal fold (for KE) or on the *patella* (for PF). A constant current stimulator (Digitimer DS7A, Hertfordshire, United Kingdom) was used to deliver a square-wave stimulus of $1000\text{-}\mu\text{s}$ duration with maximal voltage of 400 V. The stimulation intensity (70.6 ± 15.6 mA at PRE and

72.4±16.9 mA at POST in KE, and 64.6±17.2 mA at PRE and 65.3±15.1 mA at POST in PF) was determined from maximal mechanical response to single twitch delivered to the relaxed muscle. This stimulation intensity was supramaximal and corresponded to 130% of the optimal intensity.

Electromyographic recordings: the EMG signals of the right *vastus lateralis* (VL) and *soleus* (SOL) were recorded using bipolar silver chloride surface electrodes of 10-mm diameter (Type 0601000402, Contrôle Graphique Medical, Brie-Comte-Robert, France) during the MVCs and electrical stimulation. The recording electrodes were taped lengthwise on the skin over the muscle belly, with an interelectrode distance of 25 mm. The position of the electrodes was marked directly on the skin with a permanent marker so that they could be placed in the exact same position before and after the SMM. The reference electrode was on the *patella* (for VL EMG) or *malleolus* (for SOL EMG). Low impedance ($Z < 5 \text{ k}\Omega$) at the skin-electrode surface was obtained by abrading the skin with fine sand paper and cleaning with alcohol. EMG data were recorded with PowerLab system (16/30 - ML880/P, ADInstruments, Bella Vista, Australia) with a sampling frequency of 2000 Hz. The EMG signal was amplified with octal bio-amplifier (Octal Bioamp, ML138, ADInstruments), with a bandwidth frequency ranging from 5 to 500 Hz (input impedance = 200 M Ω , common mode rejection ratio = 85 dB, gain = 1000), transmitted to the computer and analyzed with LabChart 6 software (ADInstruments).

Experimental procedure. The present procedure was also identical to that used in our recent study [22]. Briefly, the NM function evaluation consisted of determining the isometric KE and PF MVC. During MVC, when the torque had reached a plateau, a high-frequency (100 Hz) doublet was superimposed on the contracted muscle. Finally, ~2 s after the end of the MVC, evoked stimuli consisting of a high-frequency (100 Hz) doublet, a low-frequency (10 Hz) doublet and a single twitch were delivered to the relaxed muscle in a potentiated state. This experimental set (MVC with superimposed doublet + evoked stimuli to the relaxed muscle) was repeated three times for both muscle groups with recovery of 1 min between repetitions.

Experimental variables and data analysis. M-wave: for both VL and SOL, M-wave peak-to-peak amplitude (in mV) and duration (in ms) were averaged from the EMG data from the three single potentiated twitches delivered to the relaxed muscle. M-wave characteristics provided information on action potential propagation.

Mechanical responses to nerve stimulation: for both KE and PF, the amplitude of the potentiated high-frequency doublet (PDb100), the ratio of paired-stimulus peak forces at 10 Hz to 100 Hz (Db10:100) and the amplitude of the potentiated peak twitch (Pt) were averaged from the values computed during the three experimental sets. Potentiated twitch contraction time (CT, in ms) and half-relaxation time (HRT, in ms) were also determined and were also calculated as the mean values of the three single twitches. Mechanical responses to nerve stimulation were used to determine the extent and origin of peripheral fatigue. In particular, Db10:100 was used to assess LFF [36].

Maximal voluntary contraction and maximal voluntary activation level: the highest value of the three MVC was determined for both KE (in N) and PF (in Nm). MVC provided a global index of fatigue. Activation level (%VA) was calculated as follows:

$$\%VA = (1 - \text{Superimposed Db100/Potentiated Db100}) \times 100$$

%VA was used as an indicator of central fatigue. Finally, the root mean square (RMS) values of the VL and SOL EMG activity were calculated during the best MVC trial over a 0.5-s period after the MVC had reached a plateau and before the superimposed stimulus was delivered. This RMS value was then normalized to the maximal peak-to-peak amplitude of the M-wave to obtain $\text{RMS} \cdot \text{M}^{-1}$. The latter variable provided complementary information about central fatigue.

Fatigue Assessment: Perceived Fatigue and Global Exertion

RPE was measured at POST only using the 6 to 20 Borg scale [37]. The subjects were asked to quantify the exertion characterizing the entire SMM. RPF was measured at PRE and POST, using the same 6 to 20 Borg scale applied to the sensation of fatigue. The subjects were asked to quantify their instant sensation of general fatigue. RPE and RPF were administered individually to subjects by the same experimenter for all subjects.

Walking Assessment

The three equipment conditions, SP, BT and RM, were performed in a randomized and counterbalanced order, and trials were separated by 5 to 10 min during which subjects rested and changed their equipment. The 4 km.h⁻¹ walking speed was chosen for its economical feature in normal adult locomotion [3,38] and its consistency with the average walking speed currently used during military missions and experimentations [39]. Finally, rifle carriage was excluded to allow comparisons of our results with non-military studies since walking kinetics are altered by a limitation of the arm swing during rifle carriage [40]. Complete details of the physiological and biomechanical methods employed have been recently presented [4]. Thus, only the main principles and parameters are summarized below.

Walking Energetics.

Energetic data were obtained from indirect calorimetry (Douglas bag method, *vide supra*). Expired gases were collected during the last 30 s of each 3-min walking trial. Unloaded standing metabolic rate and gross metabolic rate of walking (both in W) were determined from the steady-state $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$ using Brockway's standard equation [41]. The metabolic rate measured during unloaded standing was subtracted from all gross walking values to compute the net metabolic rate (in W) [5]. Gross and net metabolic rates (in W) were divided by walking speed (in m.s⁻¹) to obtain the gross and net energy costs of walking (C_W , in J.m⁻¹). Gross and net C_W were also divided by the total mass in motion on the treadmill (TM, in kg), i.e. subject plus equipment, to obtain mass-relative gross and net C_W ($C_{W, TM}$, in J.kg⁻¹.m⁻¹).

Walking Mechanics.

Walking mechanics were analyzed using an instrumented 3-D force treadmill (ADAL, HEF Tecmachine, Andrézieux-Bouthéon, France) consisting of two left-right frames and belts allowing separate measurements of the left- and right-foot ground reaction forces (for complete description and validation, see ref. [42]). Parameters were recorded over 20 s, 1.5 min after the beginning of each trial in order to ensure the stabilization of the gait pattern and avoid disturbances from the metabolic measurements. All data were sampled at 200 Hz and low-pass filtered at 30 Hz. Mechanical analyses were performed over five consecutive strides, one stride being defined as the period between two consecutive right heel strikes. Mechanical parameters were computed for each stride and then averaged to describe a typical mean stride.

Spatio-temporal parameters of walking were calculated from vertical ground reaction force signals. A duty factor (in %) was calculated as the ratio of stance duration to stride duration, and double support duration (in %) as the ratio of stance duration to stride duration. Finally, step frequency (in Hz) was computed as: $(\text{stride duration}/2)^{-1}$.

Kinetic parameters were computed from vertical, antero-posterior, and medio-lateral ground reaction forces. The external mechanical work (W_{ext} , in $\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$), i.e. the work done by the muscles to lift and accelerate the center of mass (COM), was calculated according to Cavagna's standard method [43]. W_{ext} was also normalized by the total moving mass (TM) to obtain mass-relative W_{ext} ($W_{\text{ext, TM}}$, in $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$). The inverted pendulum recovery of mechanical energy of the COM (in %) was calculated according to Schepens et al. [44]. The internal work done during the double contact phase ($W_{\text{int, dc}}$, in $\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$), i.e. the work done by one leg against the other during the transfer from one foot to the other, was calculated from the forces exerted by each lower limb on the ground measured separately, as proposed by Bastien et al. [45]. $W_{\text{int, dc}}$ was also divided by TM to obtain mass-relative $W_{\text{int, dc}}$ ($W_{\text{int, dc, TM}}$, in $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$). Finally, locomotor efficiency (in %) was calculated as the ratio of W_{ext} plus $W_{\text{int, dc}}$ to net C_W (all in $\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$).

Statistical Analyses

All descriptive data are presented as mean \pm SD. Normal distribution of the data was checked by the Shapiro-Wilk normality test and variance homogeneity between samples was tested by the F-Snedecor test. When conditions of t-test and analysis of variance (ANOVA) application were respectively met, each variable studied was compared (i) between the different times of measurements (i.e. PRE vs. POST) using paired t-tests for the NM data, or (ii) in the three different conditions of equipment across times of measurement (time \times equipment) using two-factor within subjects ANOVAs for the data of locomotion. Newman-Keuls multiple comparison post-hoc tests were used to determine between-means differences if the ANOVA revealed a significant main effect. For the few NM variables that did not meet normality (i.e. KE MVC, SOL M-wave peak-to-peak duration, and PF %VA), Wilcoxon tests were used. Statistical significance was accepted at $P < 0.05$. Effect size was calculated using Cohen's d by dividing the mean difference between PRE and POST (in absolute value) by the between-subject standard deviation at PRE [46]. Effect size was therefore used and considered as a supplementary index of the importance of the effect for the variables showing significant differences or statistical trends between PRE and POST. A Cohen's d value of 0.2 was considered as a small effect, a value of 0.5 was considered as a moderate effect, and a value of 0.8 was considered as a large effect [46].

Results

Heart Rate, Global Exertion and Perceived Fatigue

The mean HR over the first 4-h road march was 139 ± 18 bpm (which corresponded to $73.1 \pm 7.3\%$ of HR_{max}) and ranged from 90 ± 17 to 171 ± 17 bpm ($47.0 \pm 7.5\%$ to $90.1 \pm 6.6\%$ of HR_{max}). Over the 14-h "battle" phase, i.e. the entire SMM duration (21 h) minus the 7 hours (4 h + 3 h) of road marches, it was 91 ± 16 bpm ($45.3 \pm 4.9\%$ of HR_{max}) and ranged from 55 ± 11 to 156 ± 13 bpm ($26.4 \pm 3.9\%$ to $82.8 \pm 5.7\%$ of HR_{max}). Finally, over the 3-h return road march, the mean HR was 114 ± 17 bpm ($59.7 \pm 5.6\%$ of HR_{max}) and ranged from 80 ± 19 to 149 ± 15 bpm ($41.8 \pm 7.7\%$ to $78.3 \pm 6.6\%$ of HR_{max}). The exertion (RPE) represented by the entire SMM was 16.7 ± 2.4 on the 6–20 Borg scale, which

corresponded to a "very hard effort". Individual RPE values ranged from 13 ($n = 1$, "somewhat hard effort") to 20 ($n = 2$, "exhausting effort"). Last, the instant-sensation of general fatigue (RPF) was significantly increased from PRE to POST ($P < 0.01$, $d = 3.47$). RPF were 8.3 ± 2.2 (corresponding to "very very low fatigue") and 15.9 ± 2.1 ("very high fatigue") at PRE and POST, respectively.

Neuromuscular Fatigue and its Central and Peripheral Components

As shown in figures 2 and 3, MVC declined significantly by $-10.2 \pm 3.6\%$ for KE ($P < 0.01$, $d = 0.50$) and a strong trend ($-10.7 \pm 16.1\%$) was observed for PF ($P = 0.06$, $d = 0.82$) after the SMM. Concerning the peripheral aspect of fatigue induced by the SMM, PDb100 decreased significantly for KE ($-6.39 \pm 8.01\%$, $P < 0.05$, $d = 0.43$) and even more for PF ($-18.2 \pm 9.8\%$, $P < 0.001$, $d = 1.14$). A trend towards Db10:100 decline (i.e. LFF index) was observed for KE ($-5.46 \pm 9.35\%$, $P = 0.08$, $d = 0.53$) but not for PF ($P = 0.21$) after the SMM. There was no significant correlation between KE and PF changes in MVC or PDb100. Table 1 shows the characteristics of the mechanical (KE and PF) and EMG (VL and SOL) responses to single electrical stimuli of the femoral and tibial motor nerves to the relaxed muscle. In particular, this table shows that the SMM induced considerable effects on the potentiated Pt and CT for both KE and PF. Concerning the central aspect of fatigue, the SMM did not induce change in %VA for PF ($P = 0.73$), but a decreasing trend was observed for KE

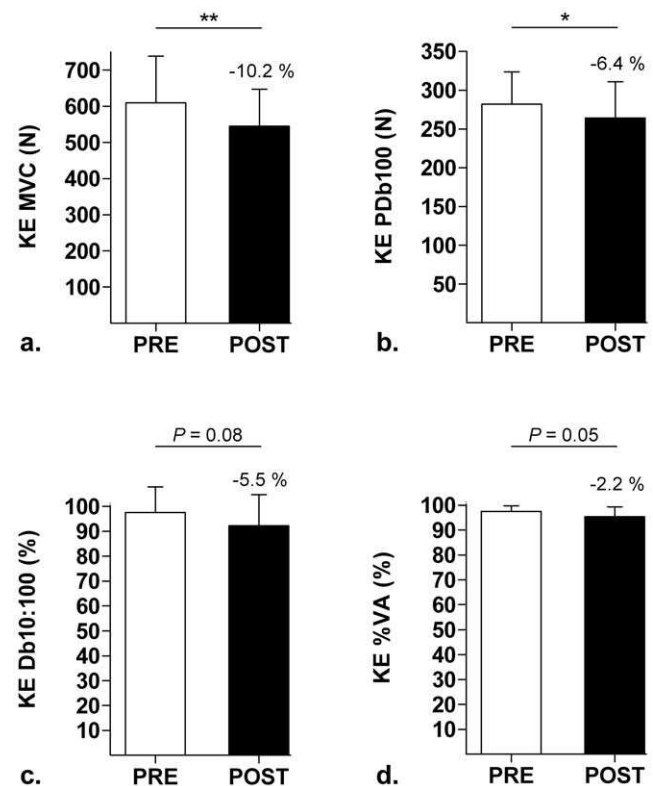


Figure 2. Neuromuscular parameters measured in the knee extensors (KE) before (PRE) and after (POST) the mission. a. Maximal voluntary contraction (MVC); b. Potentiated high-frequency doublet (PDb100); c. Ratio of paired stimulation peak forces at 10 Hz to 100 Hz (Db10:100); d. Voluntary activation level (%VA). * $P < 0.05$, ** $P < 0.01$. doi:10.1371/journal.pone.0043586.g002

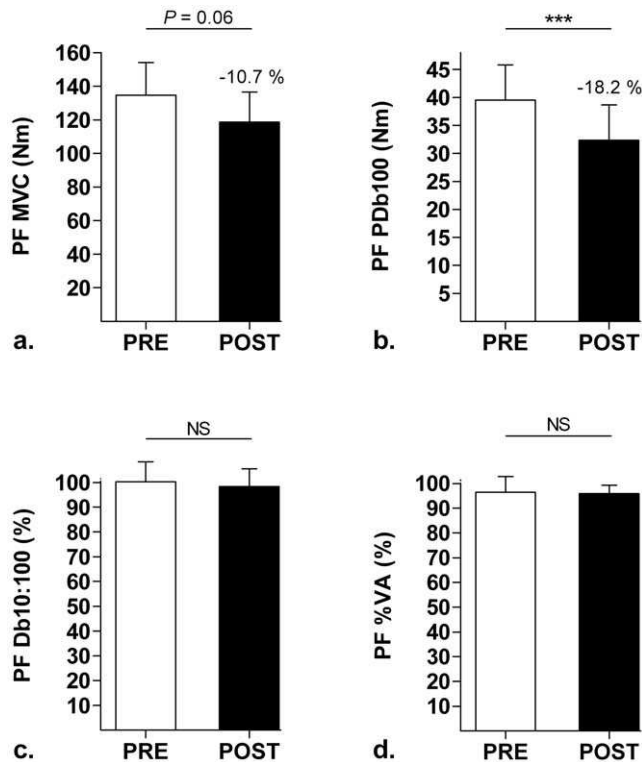


Figure 3. Neuromuscular parameters measured in the plantar flexors (PF) before (PRE) and after (POST) the mission. a. Maximal voluntary contraction (MVC); b. Potentiated high-frequency doublet (PDb100); c. Ratio of paired stimulation peak forces at 10 Hz to 100 Hz (Db10:100); d. Voluntary activation level (%VA). *** $P < 0.001$. doi:10.1371/journal.pone.0043586.g003

($-2.18 \pm 2.96\%$, $P = 0.05$, $d = 0.96$). $\text{RMS} \cdot \text{M}^{-1}$ did not change significantly from PRE to POST for either KE (from $6.89 \pm 2.81\%$ to $6.17 \pm 2.01\%$, $P = 0.14$) or PF (from $3.58 \pm 0.63\%$ to $3.58 \pm 1.09\%$, $P = 0.99$).

Walking Energetics and Mechanics

Metabolic and mechanical parameters of walking, taking into account the main effects of SMM-related fatigue, acute load carriage and their interaction are presented in tables 2 and 3, respectively. ANOVAs showed that acute military equipment (i.e. load) carriage induced significant increases in both gross and net C_W ($P < 0.0001$). A trend toward increased net $C_{W, TM}$ was also observed when load increased ($P = 0.098$) while gross $C_{W, TM}$ decreased significantly in this condition ($P = 0.012$). Concerning the mechanics of walking, all spatio-temporal parameters were altered by acute load carriage (all $P < 0.05$) and both absolute and mass-relative $W_{int, dc}$ and W_{ext} increased (all $P < 0.01$). However, the inverted pendulum recovery of mechanical energy and the locomotor efficiency did not change while carrying loads. In contrast to these acute effects of load carriage, neither the time between PRE and POST (i.e. the fatigue induced by the SMM), nor the interaction between time and equipment (i.e. fatigue \times load) had a significant effect on the parameters describing subjects' walking energetics and mechanics.

Discussion

The Main Purpose of the Present Study was to Investigate the combined effects of heavy load carriage and exercise of extreme duration on NM fatigue. Specifically, we hypothesized that both central and peripheral NM function changes due to a 21-h military mission would be higher than after walking with load carriage for intermediate durations, i.e. up to ~ 3 h [18,19], but lower (especially at the peripheral level) than after ultra-marathon runs lasting up to ~ 40 h and inducing extensive muscular damage [21,22]. The main results of this study are: (i) MVC declined by $\sim 10\%$ after the SMM and the origin of fatigue was essentially

Table 1. Potentiated peak twitch of knee extensors (KE) and plantar flexors (PF), and M-wave characteristics of vastus lateralis (VL) and soleus (SOL) muscles, before (PRE) and after (POST) the Simulated Military Mission.

Parameters and muscles	PRE	POST	t-test P values	% Change	Cohen's d
Potentiated peak twitch					
KE (N)	180 \pm 32	160 \pm 35	<0.01	-10.9 \pm 9.6	0.60
PF (Nm)	25.6 \pm 5.6	20.9 \pm 4.6	<0.001	-18.3 \pm 9.5	0.84
Contraction time					
KE (ms)	106 \pm 4	100 \pm 8	0.07	-5.8 \pm 9.2	1.48
PF (ms)	94.3 \pm 16.6	82.8 \pm 8.1	<0.01	-10.9 \pm 9.2	0.69
Half relaxation time					
KE (ms)	89.7 \pm 18.2	84.0 \pm 17.4	0.53	-3.6 \pm 23.1	0.31
PF (ms)	109 \pm 14	100 \pm 18	0.17	-7.7 \pm 18.8	0.68
M-wave peak-to-peak amplitude					
VL (mV)	11.9 \pm 3.7	12.1 \pm 3.1	0.63	+4.8 \pm 15.6	0.06
SOL (mV)	7.8 \pm 2.9	9.2 \pm 2.6	<0.01	+22.2 \pm 21.2	0.48
M-wave peak-to-peak duration					
VL (ms)	9.8 \pm 2.3	9.8 \pm 1.4	0.89	+1.4 \pm 13.0	0.03
SOL (ms)	3.1 \pm 1.2	3.1 \pm 1.4	0.99	-1.2 \pm 13.2	0.00

Data are presented as mean \pm SD.
doi:10.1371/journal.pone.0043586.t001

Table 2. Energy cost of walking in Sport (SP), Battle (BT) and Road March (RM) conditions, before (PRE) and after (POST) the Simulated Military Mission.

Parameters	PRE			POST			ANOVA <i>P</i> values		
	SP	BT	RM	SP	BT	RM	T	E	T×E
Gross C_W (J.m ⁻¹)	271±36 [£]	336±58	369±55	278±48 [#]	337±64	355±68	0.283	<0.0001	0.529
Gross $C_{W, TM}$ (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹)	3.30±0.47	3.22±0.50	3.07±0.38	3.43±0.54 [£]	3.28±0.60	3.00±0.50	0.121	0.012	0.484
Net C_W (J.m ⁻¹)	144±37 [£]	205±56	239±70	150±42 [#]	210±56	228±60	0.578	<0.0001	0.529
Net $C_{W, TM}$ (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹)	1.74±0.44	1.97±0.46	1.98±0.44	1.85±0.45	2.04±0.52	1.92±0.45	0.303	0.098	0.596

Values are presented as mean ± SD. ANOVA *P* values represent the main effects of time (T) and equipment (E), and the interaction effect (T×E). Post-hoc results are presented as:

[£]SP < BT < RM;

[#]SP < BT = RM;

[£]SP > RM.

C_W : energy cost of walking; $C_{W, TM}$: energy cost of walking normalized to the total mass (TM) moving on the treadmill, i.e. subject plus equipment.

doi:10.1371/journal.pone.0043586.t002

peripheral for both KE and PF, both of which are major power generators in human locomotion, (ii) a trend toward moderate LFF was detected for KE muscles, suggesting the presence of muscular mechanical and metabolic disturbances, and (iii) NM function changes were concomitant with severe subjective fatigue but the latter was not coupled with the central NM mechanisms. The secondary aim of this study was to investigate the effects of extreme-duration heavy load carriage on the energy cost, mechanical work and spatio-temporal pattern of walking. In particular, we hypothesized that the fatigue induced by a 21-h SMM would affect the biomechanics of walking. The results indicated that neither walking energetics, nor walking mechanics were altered by SMM-related fatigue. Taken together, these results bring the first insight into the physiological and biomechanical consequences of exercises of extreme duration with heavy load carriage. Overall, it appears that extreme-duration heavy load

carriage induced modest consequences in experienced walkers/carriers, contrary to what was expected from both NM and locomotor standpoints.

Exertion and Perceived Fatigue Due to the Military Mission

HR data monitored over the entire SMM showed that the most severe period of the mission was the first 4-h march (~73±7% of HR_{max}), very likely due to the long and sometimes steep uphill sections (figure 1) with heavy load carriage (~43 kg). In contrast, the 14-h-battle phase was the least demanding period of the SMM (~45±5% of HR_{max}), notably because of the two 3-h sleeping periods permitted during this phase. Nevertheless, HR peaked around 83±6% of HR_{max} during the battle phase, showing that the recons and patrols were quite intense. Finally, although the 3-h return march was performed at a high speed (~5.5 km.h⁻¹ on

Table 3. Spatio-temporal and kinetic parameters of walking in Sport (SP), Battle (BT) and Road March (RM) conditions, before (PRE) and after (POST) the Simulated Military Mission.

Parameters	PRE			POST			ANOVA <i>P</i> values		
	SP	BT	RM	SP	BT	RM	T	E	T×E
Step Frequency (Hz)	1.73±0.09 [£]	1.73±0.07	1.69±0.07	1.75±0.09	1.76±0.10	1.71±0.07	0.147	0.012	0.864
Duty factor (%)	64.9±0.7 [£]	66.3±0.8	66.9±0.9	65.1±0.4 [£]	66.4±0.8	67.4±1.2	0.211	<0.0001	0.299
Double support duration (%)	29.6±1.4 [£]	32.6±1.6	33.8±1.7	30.3±0.9 [£]	32.6±1.7	35.0±2.3	0.196	<0.0001	0.140
W_{ext} (J.m ⁻¹)	19.4±3.6 [£]	28.5±4.8	31.9±7.0	19.2±3.3 [£]	26.6±4.1	31.4±5.3	0.117	<0.0001	0.187
$W_{ext, TM}$ (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹)	0.228±0.041 [#]	0.267±0.041	0.261±0.060	0.231±0.046 [#]	0.254±0.038	0.262±0.050	0.557	0.004	0.238
Recovery (%)	72.2±3.9	70.8±3.1	71.5±3.9	71.9±4.6	72.3±2.8	71.7±3.0	0.496	0.874	0.174
$W_{int, dc}$ (J.m ⁻¹)	11.5±2.8 [£]	15.9±4.7	19.7±5.0	11.2±3.1 [£]	15.2±3.9	19.9±4.4	0.695	<0.0001	0.587
$W_{int, dc, TM}$ (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹)	0.134±0.030 [£]	0.147±0.041	0.161±0.041	0.133±0.032 [£]	0.144±0.035	0.166±0.038	0.957	<0.0001	0.559
Locomotor efficiency (%)	22.6±7.9	23.9±10.8	22.9±8.9	19.8±4.4	20.7±6.6	23.9±7.9	0.225	0.362	0.300

Values are presented as mean ± SD. ANOVA *P* values represent the main effects of time (T) and equipment (E), and the interaction effect (T×E). Post-hoc results are presented as:

[£]SP = BT > RM;

[£]SP < BT < RM;

[#]SP < BT = RM;

[£]SP = BT < RM.

W_{ext} : external mechanical work; $W_{ext, TM}$: external mechanical work normalized to the total moving mass (TM), i.e. subject + equipment; Recovery: fraction of mechanical energy of the center of mass recovered via the inverted pendulum mechanism; $W_{int, dc}$: mechanical work done by one leg against the other leg during double contact; $W_{int, dc, TM}$: mechanical work done by one leg against the other leg during double contact normalized to TM; Locomotor efficiency: ratio of mechanical works (W_{ext} and $W_{int, dc}$) to net C_W .

doi:10.1371/journal.pone.0043586.t003

average) considering the load carried and the preceding efforts, the major presence of downhill sections resulted in a relatively moderate HR ($\sim 60 \pm 6\%$ of HR_{\max}). The overall profile of the SMM (figure 1) was consistent with the observations reported in the military literature, namely the major presence of endurance activities combined with short periods of intense efforts [10].

After exercise, the subjects rated the entire SMM as “very hard” (16.7 ± 2.4 on the 6–20 Borg’s scale) despite their substantial experience with this type of effort. Moreover, their RPF increased significantly from PRE (8.3 ± 2.2 , “very very low fatigue”) to POST (15.9 ± 2.1 , “very high fatigue”; $P < 0.01$, $d = 3.47$). Interestingly, the subjects’ sensation of fatigue increased by almost 100% from PRE to POST, whereas their MVC (i.e. the global index of NM fatigue) declined only moderately ($\sim 10\%$, see below). However, it is likely that the peripheral NM fatigue observed in this study and the environmental stressors induced by the mission (e.g. sleep and food rhythms disturbances), which are known as drivers of subjective fatigue [32,47,48], have contributed to this result.

Neuromuscular Fatigue Induced by the Military Mission

Comparison with ultra-endurance exercise without load carriage. As hypothesized, the SMM, which mainly consisted of walking for extreme duration with heavy loads, induced lower NM function alterations than ultra-marathons, which consist of running and high-speed walking for extreme duration with very light equipment. Indeed, the average extent of force loss from PRE to POST ($\sim 10\%$ for both KE and PF, see figures 2 and 3) was 3 to 4 times lower in the present study than previously observed after 24-h [21] and mountain [22] ultra-marathons for the same muscle groups. Moreover, central mechanisms, which are known as major components of NM fatigue after ultra-endurance runs [21,47,49], were only slightly affected in KE after the SMM, as shown by the $-2.2 \pm 3.0\%$ decline in %VA ($P = 0.05$, $d = 0.96$). A notable difference between ultra-marathons and the SMM is that in the former subjects perform ultra-endurance exercise as fast as they can, while the military subjects of the present study followed instructions and velocity plans. Therefore, results about MVCs and %VA after the SMM should be considered, among others, in light of this important difference with ultra-marathons. Nevertheless, the present results were in line with previous studies showing that KE are more prone to central fatigue than PF [21,22].

The results of this study indicate that the impact of extreme-duration heavy load carriage on peripheral fatigue should not be underestimated. Indeed, contrary to what was hypothesized, peripheral NM function alterations were large after the SMM, i.e. almost as large as in ultra-marathons, especially for PF muscles. For instance, PDb100 decreased by $-6.4 \pm 8.0\%$ for KE ($P < 0.05$, $d = 0.43$) and $-18.2 \pm 9.8\%$ for PF ($P < 0.001$, $d = 1.14$) after the SMM, while the mountain ultra-marathon study reported mean declines of about -12% for KE and -20% for PF [22]. Furthermore, single stimuli to the relaxed muscles showed large decreases in potentiated Pt and CT after the SMM (table 1), corresponding to specific alterations comparable to those reported after ultra-endurance runs, especially for PF [22,49]. This general result regarding peripheral fatigue was not expected since, for conditions of duration and environment comparable to the SMM, extreme ultra-marathons are associated with much larger impacts underwent by the locomotor system at each step [34]. However, the fact remains that load conditions are very different between these two types of exercise. The severe loads carried during the SMM may therefore have contributed to the substantial peripheral fatigue after the SMM. Finally, the presence of LFF in KE muscles after the SMM (Db10:100 declined by $-5.5 \pm 9.3\%$, $P = 0.08$,

$d = 0.53$) suggests specific failures in excitation-contraction coupling (i.e. reduction in Ca^{2+} release and/or decreased myofibrillar Ca^{2+} sensitivity [13]) and muscular damage [20]. Similarly, for PF muscles the decrease in paired stimuli peak force evoked at 10 Hz, yet in the same proportion as PDb100 since Db10:100 did not change, suggests alterations inside the muscle cell [15]. This trend toward LFF after the SMM therefore indicates that the belief that low-speed locomotion is insufficient to promote the development of LFF [21] is not valid when subjects carry heavy loads, especially in KE muscles, which were more prone to LFF in the present study.

Unlike ultra-marathons after which lower amplitude and longer duration of M-wave were found [22], the SMM induced a $22.2 \pm 21.2\%$ increase in the SOL M-wave amplitude ($P < 0.01$, $d = 0.48$; see table 1). This result constitutes the most striking difference in peripheral NM function alterations between extreme-duration heavy load carriage and extreme-duration runs. This also suggests that muscle excitability was preserved for both VL and SOL after the SMM. Therefore, processes located distal to the action potential propagation/transmission, involving Ca^{2+} and/or cross-bridge kinetics [15], were implicated in the reduction of the evoked mechanical responses, in line with the trend toward LFF discussed previously.

Comparison with load-carrying exercise of moderate duration. We are not aware of any data regarding PF NM fatigue after load-carrying exercise. It is unfortunate since PF are more solicited than KE during walking, at least on flat terrain. The results of this study (i.e. PF MVC decline of $\sim 11\%$ associated with large peripheral fatigue after the 21-h SMM) therefore constitute to our knowledge the first data for future discussions about this muscle group. Concerning KE, it was surprising to see that the 21-h SMM induced an overall fatigue (MVC decrease of $\sim 10\%$, figure 2) similar to that reported after much shorter load-carrying exercises. Indeed, after 12.1-km road marches performed at 4 km.h $^{-1}$ with loads up to 27 kg, Clarke et al. [18] observed peak torque declines of about 8% in military subjects. Blacker et al. [19] even showed MVC decrease of $\sim 15\%$ (i.e. larger than in the present study) after bouts of 2-h treadmill walking performed at 6.5 km.h $^{-1}$ with a 25-kg backpack. In addition, beyond this observation about force loss, they also pointed out KE central activation deficit (4.2%) and LFF (4.5%) [19], which represent central and peripheral NM function changes of KE similar to the present ones. This comparison therefore contradicts our initial hypothesis that the SMM would induce larger NM function alterations than load-carrying exercises of intermediate durations.

Although, at first glance, this finding could seem surprising because of the differences among studies in terms of exercise durations, environmental stressors and loads carried [18,19], factors such as subjects’ experience and mission profile should be considered. In fact, Blacker et al. [19] studied recreational hikers while the present study investigated very experienced soldiers highly trained in load carriage exercise [50]. Furthermore, when looking at the SMM profile (figure 1), the distribution of the sleep, rest and rationing periods throughout the military mission likely allowed infantrymen to recover from or limit NM fatigue. Investigating the NM function of experienced soldiers after a similar mission without rest and sleep would therefore be interesting for future research. Nevertheless, the present results indicate that the typical management of soldiers’ efforts during missions seems beneficial to preserve their NM function.

Effects of Load and Military Mission-Related Fatigue on Soldier Locomotion

The results regarding the effects of acute military load carriage

on locomotion (tables 2 and 3) were in line with our recent study [4]. Briefly, the energy cost, mechanical work and spatio-temporal pattern of walking were significantly altered by load carriage [3,4,5,6]. Only the results relating to the effects of the SMM are discussed below.

Contrary to our initial hypothesis, neither the fatigue induced by the SMM, nor the interaction between SMM-related fatigue and acute load carriage induced significant changes in walking energetics or mechanics. Of these, the absence of fatigue effect (vs. interaction effect) is the most surprising result, especially from a mechanical standpoint [30,31]. Indeed, recent studies have shown that foot pressures, gait kinematics, peak ground reaction forces and loading rates are affected by fatiguing laboratory protocols and prolonged outdoor walking [25,27,28,29,30,31]. Consequently, after such an extreme-duration exercise with severe loads, we expected changes in the walking gait. Nevertheless, the choice of mechanical parameters may partly explain the lack of alteration in the present study. Indeed, among the researchers that have investigated the effects of fatigue on the spatio-temporal pattern of walking, Qu & Yeo [30], for instance, detected alterations but the significant differences they observed only concerned gait variability. Moreover, the other studies that have explored the effects of fatigue on walking mechanics mainly focused on plantar pressures [25,28] and peak forces during foot-ground contact [31], which represent different mechanical aspects of human walking than the absolute spatio-temporal parameters and mechanical work studied here (see e.g. ref. [29]).

Nevertheless, in light of the relatively moderate NM function alterations observed after the SMM, it is also likely that our experienced soldiers were able to compensate for this KE and PF fatigue by biomechanical and NM adjustments [50]. Moreover, even if their sensation of general fatigue was high, the subjects did not report or mention lower-limb pain, which could have resulted in spatio-temporal or kinetic locomotor adaptations after the SMM, as shown after extreme runs [34,51]. Such compensation for NM fatigue would however be unlikely in subjects performing an isokinetic fatiguing protocol inducing KE MVC decreases of 60% for instance [27]. Consequently, the present results raise the question of the scope of fatiguing laboratory protocols, which may induce artificial effects as compared with field protocols that reflect the reality of exercise [32]. Indeed, if we consider our subjects' locomotor responses after the SMM as representative of those of soldiers/walkers in real mission/trekking contexts, we can conclude that walking pattern and mechanical work do not appreciably change after overall heavy load carriage exercises of extreme-duration. This could also suggest that factors other than biomechanical and NM ones may better explain the accident-related musculoskeletal injuries reported after missions/trekking [7]. Decreased attention and cognitive fatigue are potential explanations but further study is necessary.

One possible limitation of the present study was the absence of a control group to rule out the potential effects of sleep rhythm disturbance on the NM function (i.e. only two 3-h sleeping periods separated by a 2-h period were allowed). However, in a previous study from our research group [21], we showed that after 24 h of total sleep deprivation the subjects did not show any NM change. Thus, we assumed that this methodological choice did not alter the present data. Incidentally, the study of Rodgers et al. [48] showed no NM alteration in control groups subjected to 48 h without sleep, which reinforces our assumption on this point. Another potential limitation was the delay between the end of the SMM and the walking measurements, due to the NM function evaluation, which may have permitted some recovery. Nevertheless, when subjects present moderate NM function alterations such as those observed in the present study, metabolic factors are minimally involved in fatigue. Therefore, this delay in performing

the measures does not seem critical (especially as the NM evaluation involved muscular contractions) and we can reasonably assume that this methodological choice did not change the results obtained in walking. Finally, although the SMM was designed to represent a military mission, it is accepted that such a simulation differs from the operational reality (i.e. absence of stress, fear, or operational goals). Thus, the mission environment represented here must be considered as a military-like physical context rather than an operational theater-like one. However, we are convinced that such a real-world approach remains more representative and beneficial than fatiguing laboratory protocols.

Conclusion

The results of the present study showed that the central and peripheral NM function alterations were not larger after the 21-h military mission than after load-carrying exercises lasting from 2 to 3 h, contrary to our first hypothesis. Moreover, the NM function changes were lower after the 21-h military mission performed with heavy load carriage than after ultra-marathon runs, in accordance with our second hypothesis. Consequently, extreme-duration heavy load carriage induced overall moderate central and peripheral fatigue in experienced carriers for the two major muscle groups implicated in human walking (i.e. KE and PF). The lack of substantial central fatigue observed in the present study might be attributed, at least in part, to the beneficial resting and sleep times realistically distributed throughout exercise. Thus, NM fatigue was mainly attributable to peripheral alterations although it came with a significant perceived fatigue. It is therefore recommended to exploit each minute of resting/sleep periods to recover from and/or limit fatigue during such exercises, as observed in the very experienced soldiers of this study.

Concerning the secondary aim of the present study, contrary to our third hypothesis, results indicated that the mechanical and metabolic parameters of walking do not appreciably change after an exercise lasting 21 h and involving severe load carriage. Therefore, assuming a link between perceived fatigue and attention/cognitive capabilities, it is expected that a large sensation of fatigue may decrease carriers' attention and, thus, partly explain the accident-related injuries arising at the end of prolonged load-carrying exercise (since the objective parameters reported here do not allow explanation of these kind of injuries).

Acknowledgments

The authors are grateful to all the persons who gave their attention, competence and time for this study. They would especially like to thank: the subjects for participating in this challenging study; Josiane Castells, Dr Bastien Guillebaste and Dr Marc Jubeau for their help in performing the experimental and medical procedures; Beatrice Deygas for ethics procedures assistance; WO Hugues Berthaud, WO Guy Decoux, COL Bernard Hermellin, Anne-Marie Milcent, Fabienne Perard and Pascal Rouviere for their organizational and/or military technical advice and assistance; Pascal Gaden for his help in creating the figure 1; Arnaud Buirette, Thomas Dazeniére, Pascal Gaden, Ludovic Kadi, Guillaume Letellier, Francois Lucas and Fabienne Perard for their help in supervising the subjects in the field; the C.H.U. of Saint-Etienne Bellevue for allowing the use of its facilities; SGT Bretin and the gendarmerie of Saint-Etienne for securing the military material for the duration of the study; the city office of Saint-Genest-Malifaux, France for accommodating the major part of the simulated military mission; and the Prefecture of Saint-Etienne for giving us the legal authorization to conduct this field study in the department of Loire, France.

The authors also thank John Temesi for linguistic assistance with the manuscript.

The data of walking energetics and mechanics of the pre-SMM measurement session have been integrated within averaged values published in a previous study [4].

Author Contributions

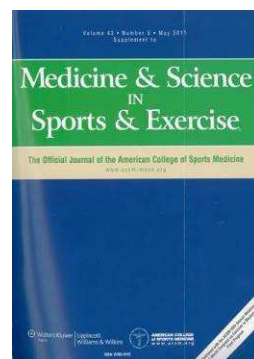
Conceived and designed the experiments: JGG GYM LM JBM. Performed the experiments: JGG GYM NP PS RO JBM. Analyzed the data: JGG.

References

- Beckley MD, Alt J, Buckley CM, Duffey M, Crowder TA (2007) Effects of heavy load carriage during constant-speed, simulated, road marching. *Mil Med* 172: 592–595.
- Knapik J, Harman E, Reynolds K (1996) Load carriage using packs: a review of physiological, biomechanical and medical aspects. *Appl Ergon* 27: 207–216.
- Bastien GJ, Willems PA, Schepens B, Heglund NC (2005) Effect of load and speed on the energetic cost of human walking. *Eur J Appl Physiol* 94: 76–83.
- Grenier JG, Peyrot N, Castells J, Oullion R, Messonnier L, et al. (2012) Energy cost and mechanical work of walking during load carriage in soldiers. *Med Sci Sports Exerc* 44: 1131–1140.
- Griffin TM, Roberts TJ, Kram R (2003) Metabolic cost of generating muscular force in human walking: insights from load-carrying and speed experiments. *J Appl Physiol* 95: 172–183.
- Pandolf KB, Givoni B, Goldman RF (1977) Predicting energy expenditure with loads while standing or walking very slowly. *J Appl Physiol* 43: 577–581.
- Ainslie PN, Campbell IT, Lambert JP, MacLaren DP, Reilly T (2005) Physiological and metabolic aspects of very prolonged exercise with particular reference to hill walking. *Sports Med* 35: 619–647.
- Booth CK (2003) Combat rations and military performance - do soldiers on active service eat enough? *Asia Pac J Clin Nutr* 12 Suppl: S2.
- Weeks SR, McAuliffe CL, Durussel D, Pasquina PF (2010) Physiological and psychological fatigue in extreme conditions: the military example. *PM R* 2: 438–441.
- Henning PC, Park BS, Kim JS (2011) Physiological decrements during sustained military operational stress. *Mil Med* 176: 991–997.
- Nindl BC, Leone CD, Tharion WJ, Johnson RF, Castellani JW, et al. (2002) Physical performance responses during 72 h of military operational stress. *Med Sci Sports Exerc* 34: 1814–1822.
- Bigland-Ritchie B, Woods JJ (1984) Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve* 7: 691–699.
- Millet GY, Martin V, Martin A, Verges S (2011) Electrical stimulation for testing neuromuscular function: from sport to pathology. *Eur J Appl Physiol* 111: 2489–2500.
- Gandevia SC (2001) Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 81: 1725–1789.
- Place N, Yamada T, Bruton JD, Westerblad H (2010) Muscle fatigue: from observations in humans to underlying mechanisms studied in intact single muscle fibres. *Eur J Appl Physiol* 110: 1–15.
- Ament W, Verkerke GJ (2009) Exercise and fatigue. *Sports Med* 39: 389–422.
- Enoka RM, Stuart DG (1992) Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol* 72: 1631–1648.
- Clarke HH, Shay CT, Mathews DK (1955) Strength decrements from carrying various army packs on military marches. *Res Q* 26: 253–265.
- Blacker SD, Fallowfield JL, Bilzon JL, Willems ME (2010) Neuromuscular function following prolonged load carriage on level and downhill gradients. *Aviat Space Environ Med* 81: 745–753.
- Jones DA (1996) High-and low-frequency fatigue revisited. *Acta Physiol Scand* 156: 265–270.
- Martin V, Kerhervé H, Messonnier LA, Banfi JC, Geysant A, et al. (2010) Central and peripheral contributions to neuromuscular fatigue induced by a 24-h treadmill run. *J Appl Physiol* 108: 1224–1233.
- Millet GY, Tomazin K, Verges S, Vincent C, Bonnefoy R, et al. (2011) Neuromuscular consequences of an extreme mountain ultra-marathon. *PLoS One* 6: e17059.
- Feasson L, Stockholm D, Freysenet D, Richard I, Duguez S, et al. (2002) Molecular adaptations of neuromuscular disease-associated proteins in response to eccentric exercise in human skeletal muscle. *J Physiol* 543: 297–306.
- Simpson KM, Munro BJ, Steele JR (2011) Backpack load affects lower limb muscle activity patterns of female hikers during prolonged load carriage. *J Electromyogr Kinesiol* 21: 782–788.
- Gefen A (2002) Biomechanical analysis of fatigue-related foot injury mechanisms in athletes and recruits during intensive marching. *Med Biol Eng Comput* 40: 302–310.
- Murdock GH, Hubley-Kozey CL (2012) Effect of a high intensity quadriceps fatigue protocol on knee joint mechanics and muscle activation during gait in young adults. *Eur J Appl Physiol* 112: 439–449.
- Parijat P, Lockhart TE (2008) Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. *Gait Posture* 28: 568–573.
- Stolwijk NM, Duysens J, Louwerens JW, Keijsers NL (2010) Plantar pressure changes after long-distance walking. *Med Sci Sports Exerc* 42: 2264–2272.
- Bisiaux M, Moretto P (2008) The effects of fatigue on plantar pressure distribution in walking. *Gait Posture* 28: 693–698.
- Qu X, Yeo JC (2011) Effects of load carriage and fatigue on gait characteristics. *J Biomech* 44: 1259–1263.
- Wang H, Frame J, Ozimek E, Leib D, Dugan EL (2012) Influence of fatigue and load carriage on mechanical loading during walking. *Mil Med* 177: 152–156.
- Knicker AJ, Renshaw I, Oldham AR, Cairns SP (2011) Interactive processes link the multiple symptoms of fatigue in sport competition. *Sports Med* 41: 307–328.
- Martin V, Millet GY, Lattier G, Perrod L (2005) Why does knee extensor muscles torque decrease after eccentric-type exercise? *J Sports Med Phys Fitness* 45: 143–151.
- Morin JB, Tomazin K, Edouard P, Millet GY (2011) Changes in running mechanics and spring-mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *J Biomech* 44: 1104–1107.
- Durnin JV, Womersley J (1974) Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *Br J Nutr* 32: 77–97.
- Verges S, Maffiuletti NA, Kerhervé H, Decorte N, Wuyam B, et al. (2009) Comparison of electrical and magnetic stimulations to assess quadriceps muscle function. *J Appl Physiol* 106: 701–710.
- Borg GA (1982) Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc* 14: 377–381.
- Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R (1963) External work in walking. *J Appl Physiol* 18: 1–9.
- Pal MS, Majumdar D, Bhattacharyya M, Kumar R, Majumdar D (2009) Optimum load for carriage by soldiers at two walking speeds on level ground. *Int J Ind Ergonom* 39: 68–72.
- Birrell SA, Haslam RA (2008) The influence of rifle carriage on the kinetics of human gait. *Ergonomics* 51: 816–826.
- Brockway JM (1987) Derivation of formulae used to calculate energy expenditure in man. *Hum Nutr Clin Nutr* 41: 463–471.
- Belli A, Bui P, Berger A, Geysant A, Lacour JR (2001) A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *J Biomech* 34: 105–112.
- Cavagna GA (1975) Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol* 39: 174–179.
- Schepens B, Bastien GJ, Heglund NC, Willems PA (2004) Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *J Exp Biol* 207: 587–596.
- Bastien GJ, Heglund NC, Schepens B (2003) The double contact phase in walking children. *J Exp Biol* 206: 2967–2978.
- Cohen J (1988) Statistical power analysis for the behavioral sciences. Second edition ed. Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates. 590p.
- Millet GY (2011) Can neuromuscular fatigue explain running strategies and performance in ultra-marathons?: the flush model. *Sports Med* 41: 489–506.
- Rodgers CD, Paterson DH, Cunningham DA, Noble EG, Pettigrew FP, et al. (1995) Sleep deprivation: effects on work capacity, self-paced walking, contractile properties and perceived exertion. *Sleep* 18: 30–38.
- Millet GY, Lepers R, Maffiuletti NA, Babault N, Martin V, et al. (2002) Alterations of neuromuscular function after an ultramarathon. *J Appl Physiol* 92: 486–492.
- Knapik JJ, Harman EA, Steelman RA, Graham BS (2012) A systematic review of the effects of physical training on load carriage performance. *J Strength Cond Res* 26: 585–597.
- Morin JB, Samozino P, Millet GY (2011) Changes in running kinematics, kinetics, and spring-mass behavior over a 24-h run. *Med Sci Sports Exerc* 43: 829–836.

Contributed reagents/materials/analysis tools: GYM NP PS JBM. Wrote the paper: JGG. Critical review of the manuscript: GYM NP PS RO LM JBM.

PUBLICATION 3



EFFECT OF LONG-DURATION MILITARY EXERCISE ON THE BIOMECHANICS OF HIGH-LOAD WALKING

Grenier JG, Peyrot N, Samozino P, Millet GY, Messonnier L, Morin JB

*58th Annual Meeting of the American College of Sports Medicine,
Denver, CO – Supplement to Medicine & Science in Sports & Exercise*

2525 *Board #133* **June 3** **8:00 AM - 9:30 AM**
Effect Of Long-duration Military Exercise On The Biomechanics Of High-load Walking

Jordane G. Grenier¹, Nicolas Peyrot², Pierre Samozino², Guillaume Y. Millet², Laurent Messonnier², Jean-Benoît Morin². ¹*Laboratory of Exercise Physiology, University of Lyon, Saint-Etienne, France ; Sagem Defense Securite, Land Warfare System Department, Massy, France.* ²*Laboratory of Exercise Physiology, University of Lyon, Saint-Etienne, France.*

Email: jordanegrenier@gmail.com

(No relationships reported)

Long-duration and high-load-carrying exercises induce both neuromuscular fatigue and locomotor pattern adaptations. In military contexts, soldiers commonly carry heavy loads (up to 50 % of body weight) for long durations. Consequently, military efforts are ideal for investigating human fatigue, high-load carriage, walking biomechanics and their interactions.

PURPOSE: To evaluate the effect of fatigue (induced by military exercise and partial sleep deprivation) on the biomechanics of high-load walking, in comparison with the effect of equipment (i.e. load and load distribution) without fatigue.

METHODS: 10 experienced soldiers performed a 24-h Military Simulated Exercise (MSE) including 7-h road march (RM), battle and tactics (BT) and fractionate resting/sleeping phases in field conditions, with functional equipment weighing 43.0 ± 1.4 kg in RM and 27.5 ± 1.1 kg in BT configuration. To demonstrate the presence of neuromuscular fatigue, knee extensors (KE) and plantar flexors (PF) maximal voluntary contractions (**MVC**) were measured immediately before (t0) and after (t24) the MSE. At t0 and t24, the subjects walked on an instrumented treadmill at 4 km/h in RM configuration without rifle. Five stabilized gait cycles sampled at 200 Hz were analyzed to determine external work (**Wext**), work done by one leg against the other leg during the double contact phase (**Wint.dc**), both expressed in J/m/kg of total mass, step frequency (**F**) and double support duration (**%DS**). The effect of fatigue was tested by t-tests between t0 and t24. The equipment effect (reference) was evaluated at t0 (without fatigue) by comparing RM, BT and sportswear (SW) conditions by one-way repeated measures ANOVA.

RESULTS: **MVC** decreased between t0 and t24 by 10.2 ± 3.6 % ($p < 0.001$) and 10.7 ± 16.3 % ($p = 0.06$) for KE and PF, respectively. **Wext**, **Wint.dc**, **F** and **%DS** did not change between t0 and t24. At t0, an effect of equipment carriage was observed, as shown by the significantly ($p < 0.001$) higher **Wext**, **Wint.dc**, **%DS**, and lower **F** ($p = 0.002$) in RM and BT conditions versus SW.

CONCLUSION: The fatigue imposed by the 24-h MSE did not induce changes in the mechanical pattern and the work of high-load walking in experienced soldiers. Further, military walking biomechanics are equipment/load-dependant, but not MSE-fatigue-dependant.

Effect of long-duration military exercise on the biomechanics of high-load walking

J.G. Grenier^{1,2}, N. Peyrot¹, P. Samozino¹, G. Y. Millet¹, L. Messonnier¹, J-B. Morin¹.

1. Laboratory of Exercise Physiology, University of Lyon, Saint-Etienne, France

2. Sagem, Land Warfare System Department, Massy, France

INTRODUCTION

- Soldiers walk carrying their own pack, which total mass often exceed 30 to 40 % of their body mass. This requires locomotor (walking) adaptations [1,2].
- Military missions often consist in several days of severe load carrying and sleep deprivation periods, which may induce neuromuscular fatigue [3].
- Our aim was to study the changes in high-load walking mechanics following a typical and fatiguing 24-h military simulated exercise (MSE).
- To this aim (i) *the force production was quantified*, (ii) *the mechanical adaptations to military load carriage were tested pre-MSE and used as a reference*.

MATERIAL & METHODS

- **Subjects:** 10 experienced infantrymen from the French foreign legion (38.9 ± 8.9 yrs, 82.9 ± 9.3 kg, 177 ± 5 cm).
- **24-h MSE details:** 7-h of road march (RM), 2x3-h of rest and sleep, 4x2-h of battle and tactics (BT), 2x1h30 of preparation and change.
- **Equipments:**
 - Military RM: 37.9 ± 1.4 kg + Rifle (5.1kg) during MSE
 - Military BT: 22.4 ± 1.1 kg + Rifle (5.1 kg) during MSE
 - Sportswear (SW): ≤ 1 kg, natural walking condition

- **Force production:**
Knee Extensors (KE) & Plantar Flexors (PF)
Voluntary Contractions (MVC)

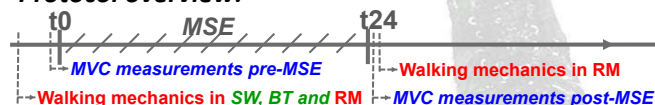
- **Walking mechanics:**



3D treadmill
2 belts, 200 Hz, 5
strides averaged,
Speed: 4 km.h⁻¹

→ Spatio-temporal pattern
→ Mechanical works

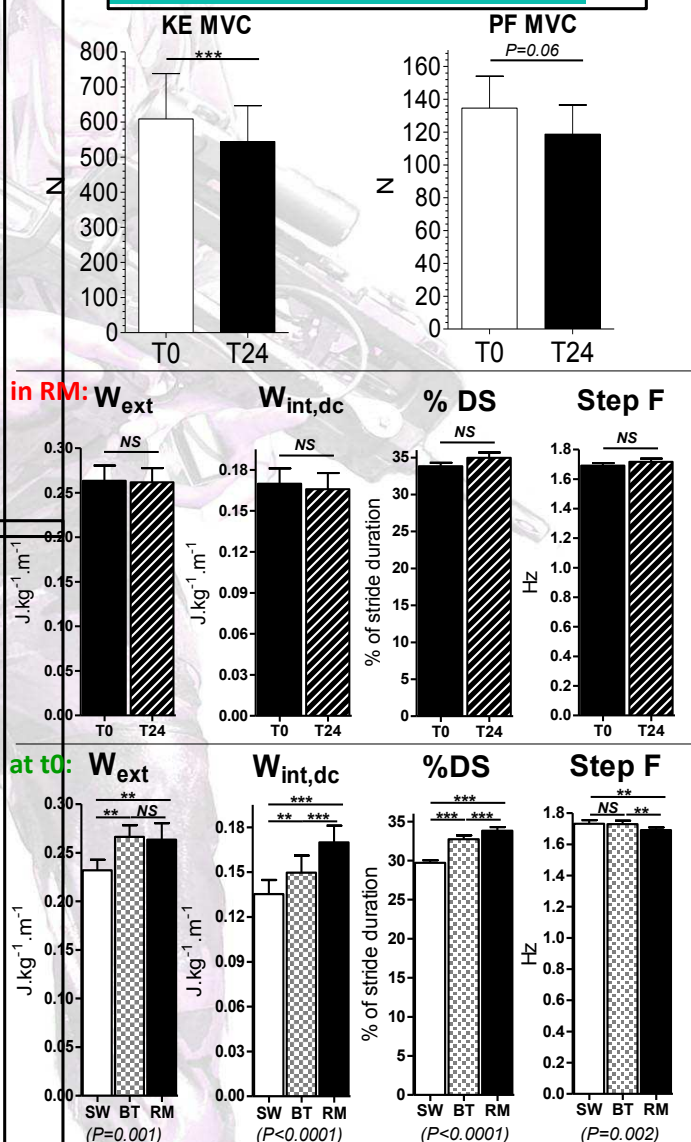
- **Protocol overview:**



- **Statistics:**

- *Fatigue and its mechanical effects (t0 vs. t24):* paired t-tests
- *Load effects (SW vs. BT vs. RM):* repeated one-way ANOVA

RESULTS



CONCLUSION

- In experienced soldiers, **high-load walking mechanics (i.e. in RM condition) did not significantly change after a 24-h MSE, while the KE & PF MVC force production decreased significantly.**
- **Military walking mechanics is load-dependant, but not MSE-fatigue-dependant [4].**

[1]. Knapik et al., Mil Med, 169: 45-56, 2004.

[2]. Birrell et al., Gait Posture, 26: 611-4, 2007.

[3]. Blacker et al., Aviat Space Environ Med, 81: 745-53, 2010.

[4]. Bissiaux & Moretto, Gait Posture, 28: 693-8, 2008.

PUBLICATION 4



HOW DOES EXTREME-DURATION HEAVY LOAD CARRIAGE AFFECT NEUROMUSCULAR FUNCTION?

Grenier JG, Millet GY, Messonnier L, Morin JB

*17th annual congress of the European College of Sport Science, Bruges,
Belgium*

HOW DOES EXTREME-DURATION HEAVY LOAD CARRIAGE AFFECT NEUROMUSCULAR FUNCTION?

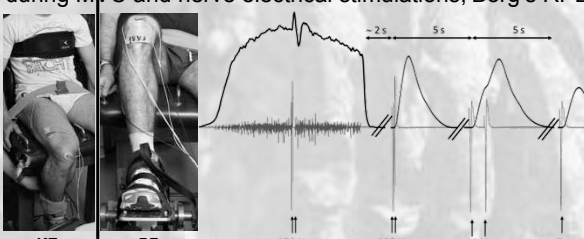
Grenier, J.G., Millet, G.Y., Messonnier, L., Morin, J.B.

University of Saint-Etienne.

HOW DOES EXTREME-DURATION HEAVY LOAD CARRIAGE AFFECT NEUROMUSCULAR FUNCTION? GRENIER JG (1,2), MILLET GY (1), MESSONNIER L (3), MORIN J-B (1). (1) University of Lyon, F-42023, Saint Etienne, France. Laboratory of Exercise Physiology (EA4338), F-42000, Saint-Etienne, France. (2) Safran Group, Sagem, Land Warfare, F-91300, Massy, France. (3) University of Savoie, Laboratory of Exercise Physiology (EA4338), F-73376, Le Bourget du Lac, France. INTRODUCTION Heavy load carriage for moderate duration exercises (Clarke et al., 1955; Blacker et al., 2010) or exercises of extreme duration but with light equipments carriage (Martin et al., 2010; Millet et al., 2011) can alter the neuromuscular function (NMF). To our knowledge, the combined effects of heavy load carriage and extreme duration of exercise has never been studied so far. This was done in the present study in soldiers performing a simulated military mission (SMM). METHODS Ten experienced infantrymen performed a 21-h SMM in a middle-mountains environment with equipments weighting ~27 kg during simulated battle phases and ~43 kg during road marches. They were allowed 2 * 3 h of sleep and disposed of a 1-day food ration (3200 kcal). Knee extensors (KE) and plantar flexors (PF) mechanical responses during maximal voluntary contractions (MVC) and nerve electrical stimulations, as well as EMG recordings and ratings of perceived exertion were measured before and immediately after the SMM. RESULTS MVC declined by $10.2 \pm 3.6\%$ for KE ($P < 0.01$, effect size of 0.50) and $10.7 \pm 16.1\%$ for PF ($P = 0.06$, effect size of 0.82) after the SMM. The origin of fatigue was essentially peripheral for both muscle groups. Low frequency fatigue, which has been linked to excitation-contraction coupling failure, was only detected for KE. Finally, these moderate NMF alterations came with a large subjective fatigue. DISCUSSION This study based on a military context reports novel data about the neuromuscular consequences of exercises of extreme duration with heavy load carriage. Surprisingly, the results showed that the NMF alterations due to the 21-h SMM were close to those reported after load carrying exercises lasting less than 3 h (Clarke et al., 1955; Blacker et al., 2010). It is however likely that the mission chronology and the subjects' high capacities for load carriage explained this unexpected result. Finally, the observed large subjective fatigue was attributed to the environmental stress inherent to the outdoor SMM but was not coupled with central alteration of the NMF. REFERENCES 1. Clarke HH, Shay CT, Mathews DK (1955). *Res Q*, 26, 253-65. 2. Blacker SD, Fallowfield JL, Bilzon JL, Willems ME (2010). *Aviat Space Environ Med*, 81(8), 745-53. 3. Martin V, Kerhervé H, Messonnier LA, Banfi JC, Geyssant A, Bonnefoy R, Féasson L, Millet GY (2010). *J Appl Physiol*, 108(5), 1224-33. 4. Millet GY, Tomazin K, Verges S, Vincent C, Bonnefoy R, Boisson RC, Gergelé L, Féasson L, Martin V (2011). *Plos One*, 6(2), e17059.

HOW DOES EXTREME-DURATION HEAVY LOAD CARRIAGE AFFECT NEUROMUSCULAR FUNCTION?

J.G. Grenier^{1,2}, G.Y. Millet¹, L. Messonnier¹, J-B. Morin¹. 1. Laboratory of Exercise Physiology, University of Lyon, Saint-Etienne, France. 2. Sagem, Land Warfare, Massy, France.

INTRODUCTION	MATERIAL & METHODS	RESULTS	CONCLUSION
<p>Context: Sports and physical activities such as trekking and military missions basically consist in <u>carrying heavy loads</u> for <u>extreme durations</u>. Each of these two features has been previously shown as a source of neuromuscular fatigue [1-4]. However, the question of their combined effects remains unresolved and addressing this issue required a representative context.</p> <p>Purpose: to investigate the effects of extreme-duration heavy load carriage on neuromuscular function through a severe context: <i>the military mission example</i>.</p> <p>1. Clarke HH, Shay CT, Mathews DK (1955). Res Q, 26, 253-65. 2. Blacker SD, Fallowfield JL, Bilzon JL, et al. (2010). Aviat Space Environ Med, 81, 745-53.</p>	<p>Study design: pre-post test design without control group.</p> <p>Subjects: 10 very experienced infantrymen recently retired from the French foreign legion (age: 39 ± 9 yrs, body mass (BM): 83 ± 9 kg, height: 177 ± 5 cm).</p> <p>Exercise and loads carried: a 21-h simulated military mission involving: road marches (total of 7 h, load of ~43 kg, ~52% BM), battle and tactics (total of 8 h, load of ~27 kg, ~33% BM) rest and sleep (total of 6 h).</p> <p>Pre-Post measurements: knee extensors (KE) and plantar flexors (PF) mechanical responses and EMG during MVC and nerve electrical stimulations, Borg's RPE.</p>  <p>KE PF</p> <p>100 Hz 100 Hz 10 Hz TW</p>	<p>KE</p> <p>MVC (N): PRE 600, POST 540 (-10.2%)</p> <p>100 Hz evoked force (N): PRE 300, POST 280 (-6.4%)</p> <p>Low frequency fatigue index (%): PRE 100, POST 95 (-5.5%)</p> <p>Voluntary activation level (%): PRE 100, POST 98 (-2.2%)</p> <p>PF</p> <p>MVC (Nm): PRE 140, POST 125 (-10.7%)</p> <p>100 Hz evoked force (Nm): PRE 40, POST 33 (-18.2%)</p> <p>Low frequency fatigue index (%): PRE 100, POST 95 (-5.5%)</p> <p>Voluntary activation level (%): PRE 100, POST 98 (-2.2%)</p> <p>RPE</p> <p>“Very very low fatigue” (8.3 ± 2.2) before exercise to “Very high fatigue” (15.9 ± 2.1) after exercise ($P < 0.01$)</p> <p>3. Martin V, Kerhervé H, Messonnier L, et al. (2010). J Appl Physiol, 108, 1224-33. 4. Millet GY, Tomazin K, Verges S, et al. (2011). PLoS One, 6, e17059.</p>	<p>Neuromuscular function changes due to the 21-h mission were low and close to those reported (for KE) after load carrying exercises lasting less than 3 h [1-2].</p> <p>MVC and central neuromuscular function were well preserved compared to other extreme duration exercises such as ultra-endurance runs [3-4]. However, peripheral fatigue was high and relatively comparable, especially for PF [3-4].</p> <p>Factors including load, exercise chronology, subjects' capabilities for such efforts and exercise “strategy” may have contributed to these different results.</p>

PUBLICATION 5



Ergo'IHM 2012

IMPACT DE LA REPRESENTATION GRAPHIQUE DE POINTS D'INTERET SUR LA PERCEPTION DES DISTANCES EN REALITE AUGMENTEE

Dazeniere T, Bastien JMC, Gaden P, Grenier JG

Ergo'IHM 2012, Bidart, Biarritz, France

Impact de la représentation graphique de points d'intérêt sur la perception des distances en réalité augmentée

Thomas Dazeniére^{1,2}

J. M. Christian Bastien²

Pascal Gaden¹

Jordane G. Grenier¹

¹ Groupe Safran, Sagem
100 Av. de Paris, site Iliade, 91344 Massy Cedex.
thomas.dazeniére@sagem.com
jordane.grenier@sagem.com
pascal.gaden@sagem.com

² Université de Lorraine – Site de Metz
INTERPSY-ETIC, EA 4432
F-57006 Metz
christian.bastien@univ-lorraine.fr

ABSTRACT

This paper presents preliminary results of a study aimed at evaluating the effect of different ways of presenting points of interests (POI) in an augmented reality system on distance estimation. Each presentation applies specific combination of depth cues (relative size, occlusion, height, partial occlusion). Preliminary results from seven participants indicate that depth cues included in the design of the POI reduces the underestimation of the distances of the POI. The interfaces that facilitate distance estimation are those that rely both on the use of height in the visual field and relative size but not on occlusion.

Author Keywords

Visual perception; egocentric depth perception; depth cues ; Distance estimation ; Augmented reality.

ACM Classification Keywords

H.5.1 [Information Interfaces and Presentation]: Multimedia Information Systems—Artificial, Augmented, and Virtual Realities; H.5.2 [User Interfaces]: Ergonomics, Evaluation / Methodology—Screen Design, Style Guides

INTRODUCTION

La Réalité Augmentée (RA) consiste à ajouter des éléments virtuels dans l'environnement réel d'un utilisateur. Même si cela peut s'appliquer aux différentes modalités sensorielles, les applications de RA sont majoritairement visuelles [4]. Ce paradigme d'interface émergent offre la capacité de fusionner les environnements réel et virtuel en un seul espace de perception. Toutefois, afin de profiter pleinement de ce potentiel, il est nécessaire que la position des éléments virtuels soit correctement perçue dans l'environnement réel. Or les résultats d'un certain nombre d'études sur la perception visuelle en RA indiquent un problème récurrent d'estimation des distances [3, 5, 7], et plus particulièrement dans le cadre de l'usage de restitué de type *Head mounted display* (HMD). En effet, il

semblerait que les utilisateurs de ce type de système aient tendance à sous-estimer la distance egocentrique des éléments virtuels. Selon les travaux de Cutting et Vishton [1], le système visuel humain s'appuie sur le traitement d'un ensemble d'indices de profondeur (neuf indices principaux) pour fournir une perception cohérente de la configuration spatiale de l'environnement. L'efficacité de cette perception varie donc en fonction des indices mais aussi selon la distance.

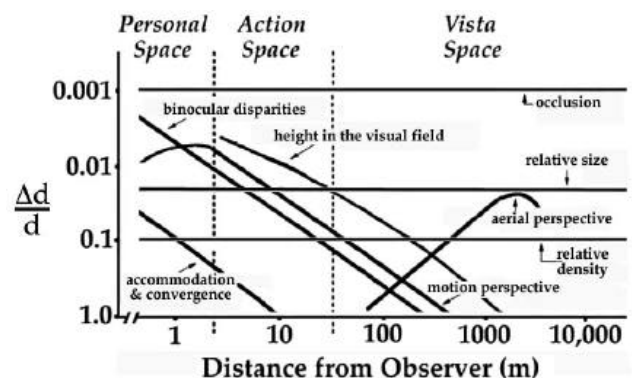


Figure 1. Efficacité des indices selon la distance. (issue de [1])

Comme le montre la Figure 1, l'espace de perception autour d'un observateur peut être segmenté en trois catégories distinctes selon la distance. En outre, la prédominance des indices de profondeur varie en fonction de ces espaces de perception. Dans certains contextes (dont militaire), les éléments de RA sont affichés à des distances allant au-delà de 20m, ce qui correspond à l'espace d'action (*Action Space*) et à l'espace de visualisation (*Vista Space*). Les indices les plus efficaces dans ces espaces sont, par ordre d'importance, l'occlusion, la hauteur dans le champ visuel et la taille relative. Le rôle et l'impact de certains de ces indices ont été étudiés dans le cadre de la perception en réalité virtuelle et augmentée et les résultats de ces travaux semblent indiquer que la prise en compte de ces aspects améliore l'estimation des utilisateurs [2, 8].

A notre connaissance, aucune étude n'a été faite dans le cadre d'IHM de type discrètes, c'est-à-dire lorsque la distance d'un objet est représentée par un nombre fini d'état

Permission to make digital or hard copies of all or part of this work for personal or classroom use is granted without fee provided that copies are not made or distributed for profit or commercial advantage and that copies bear this notice and the full citation on the first page. To copy otherwise, or republish, to post on servers or to redistribute to lists, requires prior specific permission and/or a fee.

Ergo' IHM 2012, October 16–19, 2012, Biarritz, France.
Copyright 2012 ACM 978-1-4503-1015-4/12/05...\$10.00.

correspondant à plusieurs catégories de distances (par ex. de 10m à 50m, de 50 à 100m, et au-delà de 100m). Dans ce type d'interface, sous-estimer la distance d'un élément virtuel reviendrait à confondre la catégorie de distances présentée. Cet article présente les résultats préliminaires d'une étude au cours de laquelle les participants devaient discriminer la catégorie de distances et la nature de point d'intérêt en RA. Différents modes de représentation ont été conçus à partir de la combinaison des indices de profondeurs cités précédemment. L'objectif était donc ici de comparer leurs effets sur la capacité de discrimination des distances dans une IHM de type discrète.

MÉTHODE

Participants

Sept personnes (6 H, 1 F) âgés de 23 à 46 ans ($M = 30$; $ET = \pm 8$ ans) d'un niveau d'études élevé (BAC+5 ou plus) ont participé à l'étude. Ils présentaient une vue normale ou corrigée à la normale, n'étaient pas familiers de l'usage de HMD ou de système de RA, et n'avaient aucune expérience des IHM utilisées lors du protocole.

Matériel

Le dispositif d'évaluation comportait un ordinateur portable (AlienWare M17x) ainsi qu'un restituteur monoculaire Lumus PD-18 de type *optical see-through* compatible avec le port de lunette de correction. Le restituteur était positionné devant l'œil droit pour tous les sujets. L'examineur déclenchait manuellement un chronomètre à l'apparition de l'IHM dans le HMD et le stoppait à l'instant où le sujet signalait qu'il avait fini de placer tous les points sur la grille papier.

Les représentations graphiques

Cinq IHM ont été conçues afin de représenter de façon différente des points d'intérêt, c'est-à-dire la position d'un élément dans l'environnement réel ainsi que sa zone d'incertitude. Ces cinq modes de représentation (voir figure 2) peuvent être regroupés en 3 catégories qui se distinguent par des combinaisons d'indices de profondeur différentes : La catégorie « cercle » (IHM1) utilise la taille relative et l'occlusion, la catégorie « ligne » (IHM2 et 5) utilise la taille relative et la hauteur dans le champ visuel mais pas l'occlusion. L'IHM5 se distingue de la 2 par le positionnement différent de la sphère sur la ligne d'incertitude en fonction de la catégorie de distance. La catégorie « aplat » (IHM3 et 4) utilise la taille relative, la hauteur dans le champ visuel et l'occlusion partielle (semi-transparence). L'IHM 4 se distingue de la 3 par l'emploi d'un dégradé de transparence plus important vers les bords du point d'intérêt.

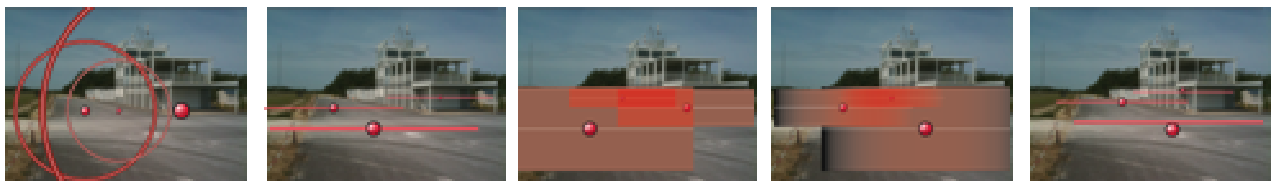


Figure 2. Présentation des IHM avec un point d'intérêt (bulle rouge) dans chaque catégorie de distance.

Les scènes

Pour chaque IHM, différentes scènes ont été représentées. Ces scènes étaient distinguées selon qu'elles présentaient aléatoirement un seul point d'intérêt (cas simples) dans une des catégories de distance, ou des cas complexes, c'est-à-dire où 3 à 5 points d'intérêt étaient présentés. Dans ces cas complexes, les points pouvaient être affichés dans différentes catégories de distance et certaines scènes présentaient simultanément des alliés (points bleus) et des ennemis (points rouges).

Tâche expérimentale

Les participants devaient observer une scène présentée en RA puis la retranscrire sur une carte papier présentant les trois catégories de distance. Ils devaient inscrire, le plus rapidement possible, le ou les points rouges ou bleus (selon la nature des éléments virtuels) à la bonne position. L'expérimentation (consignes, familiarisation, calibration, tâche et pause comprise) durait environ une heure par sujet.

Données recueillies

L'étude a été conçue comme un protocole intra-individuel à deux facteurs : type d'IHM (5) et type de situation (2). Chaque sujet effectuait la tâche expérimentale sur toutes les combinaisons possibles. On obtient donc 7 (sujets) \times 5 (IHM) \times 11 cas (6 cas simples et 5 cas complexes). Chaque participant a donc été soumis à 55 essais.

Les variables dépendantes étaient : (a) le temps (t) total de réalisation de la tâche (variable continue), et (b) la justesse des réponses pour chaque point d'intérêt (variable discrète : bon ou faux $\times n$ points) obtenue après le protocole en comparant les réponses papiers des sujets à la configuration effective de chaque scène. Il est à noter que seule la couleur de chaque point (c.-à-d. bleu ou rouge) et son positionnement dans la bonne catégorie de profondeur dans la grille (i.e. proche, intermédiaire, éloigné) ont été pris en compte lors du traitement.

RESULTATS

Temps moyen de réalisation des tâches

Le temps moyen de réalisation des tâches a fait l'objet d'une analyse de variance pour mesures répétées (facteurs « complexité » et « IHM »). Les analyses indiquent que le temps moyen est influencé par la complexité des situations ($F(1, 54) = 181,48$; $p = 0,000$). Si les participants mettent en moyenne 3,73s ($ET = 1,12$) à réaliser la tâche dans les cas simples, ils mettent en revanche 9,28s ($ET = 2,47$) dans les cas complexes. Le type d'IHM est aussi un facteur qui influence le temps moyen de réalisation de la tâche. L'analyse indique un effet significatif pour ce facteur ($F(4, 54) = 3,74$; $p = 0,0093$).

Les analyses *a posteriori* (Tukey HSD, Tukey-Kramer, Fisher-Hayter) indiquent toutes que ces différences se retrouvent de façon significatives entre l'IHM 1 et l'IHM 2 et entre l'IHM 1 et l'IHM 5. Avec l'IHM 1, les participants mettent en moyenne 7,87s ($ET = 4,41$) pour réaliser la tâche alors qu'ils mettent respectivement 5,68s ($ET : 2,62$) et 5,80s ($ET = 3,19$) avec les IHM 2 et 5. Aucune autre différence statistique n'est observée entre les autres IHM. Notons par ailleurs que l'interaction des facteurs « complexité » et « interfaces » n'est pas statistiquement significative ($F(4, 54) = 1,36 ; p = 0,2613$).

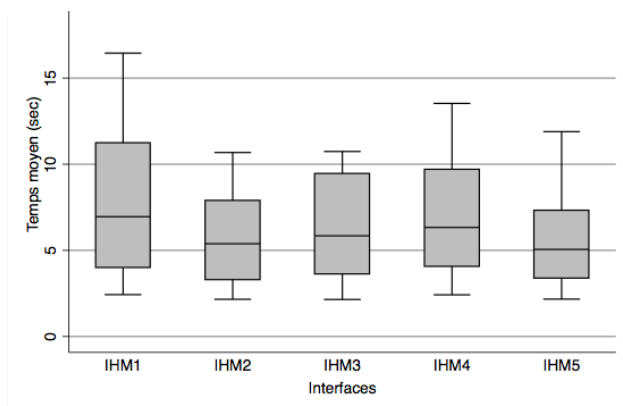


Figure 3. Box plot des moyennes des temps de réalisation des tâches en fonction des IHM.

La précision des réponses

L'analyse des résultats concernant les pourcentages moyens de bonnes réponses ne peut se faire à l'aide des analyses de variance. Ces données ont donc été analysées grâce à des tests de médiane. Globalement, les cas simples entraînent des bonnes réponses dans 93,24% des cas, et 89,21% dans le cas des situations complexes. Lorsque l'on s'intéresse aux IHM, les pourcentages moyens sont respectivement de 83,54%, 86,49%, 90,03%, 97,26% et 98,81% pour les IHM 1, 3, 4, 2 et 5. Les IHM 2 et 5 sont donc les plus performantes. S'il n'est pas possible de faire des tests entre les IHM pour les situations simples compte tenu de la distribution des pourcentages, le χ^2 de Pearson indique cependant que les IHM diffèrent en termes de distribution des pourcentages par rapport à la médiane ($\chi^2(4) = 25,85 ; p = 0,000$) pour les situations complexes. Le nombre de participants ayant des pourcentages au dessus de la médiane est plus important pour les IHM 2 et 5. Les IHM 1 et 3 sont celles pour lesquels les participants ont les pourcentages les plus faibles (voir Tableau 1).

Si l'on compare, pour chacune des IHM, les pourcentages pour les situations simples et complexes, on constate 3 cas de figure : dans le premier cas, aucune différence statistique n'apparaît dans la distribution des effectifs en fonction de la médiane. C'est le cas des IHM 1 et 4. Dans le deuxième cas de figure, on observe une différence significative selon la complexité des situations. C'est le cas de l'IHM 3 ($\chi^2(1) = 5,6 ; p = 0,018$). Cette IHM pose des problèmes aux

participants dans les situations complexes. Tous les participants ont des pourcentages inférieurs à la médiane alors qu'ils sont à peu près répartis également dans les situations simples. Le troisième cas de figure concerne les IHM 2 et 5. Pour ces 2 IHM, tous les pourcentages de bonnes réponses sont très élevés (supérieur à 97%).

Sup. à la Médiane	IHM					Total
	1	2	3	4	5	
Non	6	0	7	5	0	18
Oui	1	7	0	2	7	17
Total	7	7	7	7	7	35

Tableau 1. Distribution des participants selon que leurs pourcentages de bonnes réponses est supérieur ou non à la médiane, pour chacune des interfaces.

En résumé, les IHM 2 et 5 obtient de meilleures performances que toutes les autres.

Ratio temps/bonne réponse

Afin de pouvoir départager objectivement les IHM entre elles, nous avons souhaité prendre en compte autant les performances en termes de rapidité que de précision des réponses. Pour cela, nous avons intégré ces deux aspects en un seul indicateur. Cette métrique, qui consiste à diviser le temps de la tâche par le nombre de bonnes réponses, représente finalement le temps nécessaire pour fournir une bonne réponse et procure une estimation de la performance globale. L'analyse des résultats concernant ce ratio confirme les tendances précédemment identifiées. Les analyses de variance pour mesures répétées indiquent que le facteur « complexité » entraîne des effets significatifs sur le ratio ($F(1, 54) = 31,05 ; p = 0,0000$). Si le ratio est de 4,15 ($ET = 1,73$) pour les situations simples, il est de 2,60 ($ET = 0,88$) pour les cas complexes.

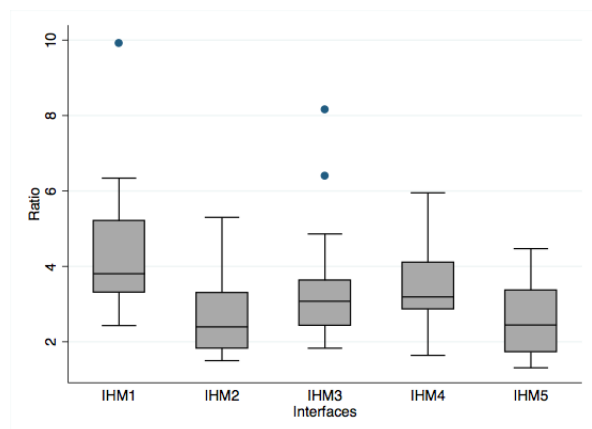


Figure 4. Ratio moyen par catégorie d'IHM (en secondes).

Les analyses montrent par ailleurs que le facteur « interface » est lui aussi statistiquement significatif ($F(4, 54) = 5,08 ; p = 0,0015$). Tout comme les résultats des analyses *a posteriori* sur les temps de réalisation des tâches,

les différences statistiques (test de Tukey HSD, valeur critique ($0,05, 5, 54$) = 3,99) sont observées entre les IHM 1 ($M = 4,40$) et 2 ($M = 2,79$) (HSD-Test = 5,1625*) et entre les IHM 1 et 5 ($M = 2,64$) (HSD-Test = 5,63), ce qui représente une amélioration des performances de 36,6% et 40%. Aucune autre différence statistique n'est observée entre les autres IHM, et l'interaction des facteurs « complexité » et « interface » n'est pas significative ($F(4, 54) = 0,13$; $p = 0,9717$).

CONCLUSION

Globalement, l'IHM1 obtient de moins bons résultats que les autres, et inversement, les IHM2 et 5 fournissent les meilleures performances. Les résultats obtenus peuvent s'expliquer par deux raisons principales : 1) l'effet des indices de profondeurs, et 2) le respect des critères ergonomiques (CE)[6].

L'utilisation des indices de profondeur lors de la conception de chaque IHM a permis de limiter de façon importante le phénomène de sous-estimation rencontré dans la littérature. Paradoxalement, L'IHM1 qui utilise l'occlusion (qui est l'indice de profondeur le plus efficace) obtient de moins bons résultats que les IHM utilisant plutôt la hauteur dans le champ visuel. Cependant, cette seule raison ne suffit pas à expliquer totalement les résultats obtenus. En effet, les IHM de type lignes et celles de type aplats incluant pourtant la hauteur dans le champ visuel obtiennent des résultats différents. La différence ici, est l'utilisation de l'occlusion partielle (transparence) pour les aplats. Ainsi, il semblerait que ce ne soit pas la hauteur dans le champ visuel qui améliore les performances mais l'occlusion (même partielle) qui les limite. Par ailleurs, l'analyse qualitative des réponses montre que la majorité des erreurs est constituée d'oublis ou d'erreur sur la nature (couleur) des points d'intérêt et non pas un problème d'estimation de leur distance.

L'occlusion est certes l'indice de profondeur le plus efficace, et permet de percevoir de façon absolue la position egocentrique relative (quel élément est devant l'autre) mais dans la situation étudiée ici, dégrade l'utilisabilité globale de l'IHM et particulièrement le critère ergonomique de « lisibilité ». Que ce soit dans le cas des IHM cercles ou aplats, le nombre d'erreur lié au masquage est inacceptable. La non-détection ou l'erreur d'identification d'un point d'intérêt peut être particulièrement critique dans le domaine militaire.

Par ailleurs, dans l'IHM1, la séparation graphique entre les points et leurs zones d'incertitude (cercles) constitue un non respect du critère de « groupement par la localisation », et semble contribuer à la mauvaise utilisabilité de l'IHM. Il est plus difficile dans ce cas là, de déterminer la relation entre le point et son incertitude, et donc de percevoir à quelle catégorie de distance il appartient.

Les IHM de type ligne obtiennent de bons résultats par l'absence d'erreurs liées à l'occlusion (masquage) et une

bonne discrimination des catégories de distance. Il semblerait que la combinaison des différents indices de profondeur participe au respect du CE de « distinction par le format » particulièrement important dans ce type de tâche. En outre, le positionnement différent de la sphère sur la ligne d'incertitude en fonction de la catégorie de distance dans l'IHM5 amplifie la distinction par le format, même si aucune différence statistique significative n'a été montrée dans les performances.

La perception correcte des distances des points d'intérêt est essentielle dans les contextes critiques tel que celui du fantassin, mais cette précision d'estimation ne doit pas se faire au détriment de l'utilisabilité classique de l'IHM. Les résultats préliminaires présentés ici indiquent que i) la prise en compte des indices de profondeur favorise l'estimation des distances, et ii) même dans le cadre d'un domaine émergent tel que la RA, un bon respect des CE favorise l'utilisabilité de l'IHM.

Le placement du HMD sur l'œil droit sans tenir compte de la dominance oculaire constitue potentiellement une limite à cette étude. À notre connaissance, aucune étude n'a été publiée sur le sujet, cela pourrait donc constituer une poursuite de ce travail.

REFERENCES

- [1]. Cutting, J. E. and Vishton, P. M. Perceiving layout and knowing distances: The integration, relative potency, and contextual use of different information about depth. Academic Press, City, 1995.
- [2]. Jurgens, V., Cockburn, A. and Billinghurst, M. Depth cues for augmented reality stakeout. ACM, City, 2006.
- [3]. Kirkley, S. E. H., Jr. Augmented reality performance assessment battery (ARPAB): Object recognition, distance estimation and size estimation using optical see-through head-worn displays. ProQuest Information & Learning, US, 2003.
- [4]. Krevelen, D. W. F. v. and Poelman, R. A Survey of Augmented Reality Technologies, Applications and Limitations. The International Journal of Virtual Reality, 9, 2 (2010), 1-20.
- [5]. Livingston, M. A., Dey, A., Sandor, C. and Thomas, B. H. Pursuit of "X-ray Vision" for Augmented Reality. Springer, USA, City, 2012.
- [6]. Scapin, D. L. and Bastien, J. M. C. Ergonomic criteria for evaluating the ergonomic quality of interactive systems. Behaviour & Information Technology, 16(1997), 220-231.
- [7]. Swan Ii, J. E., Jones, A., Kolstad, E., Livingston, M. and Smallman, H. S. Egocentric Depth Judgments in Optical, See-Through Augmented Reality. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics(2007), pages 429-442.
- [8]. Wither, J. and Hollerer, T. Pictorial Depth Cues for Outdoor Augmented Reality. In Proc. Ninth IEEE International Symposium on Wearable Computers 2005. IEEE Computer Society (2005), 92-99.

EFFETS DES ÉQUIPEMENTS DE FANTASSIN MODERNES SUR LA LOCOMOTION ET LA FATIGUE NEUROMUSCULAIRE DU SOLDAT DÉPLOYÉ : SIMULATION OPERATIONNELLE

La problématique du port de charges par l'Homme est l'objet de questionnements scientifiques depuis plus d'un siècle, notamment dans les armées où les soldats doivent remplir des objectifs opérationnels tout en emportant des équipements lourds, distribués de façon complexe autour de leur corps, et cela au cours d'efforts allant de quelques heures à plusieurs jours. Aussi, avec le développement des nouvelles technologies et l'arrivée des systèmes fantassins futurs sur le marché de la défense, cette problématique continue de se complexifier puisque la masse totale emportée tend encore à croître.

Objectif général : Le but de ce travail de thèse était d'étudier l'impact biomécanique, métabolique et neuromusculaire du port d'un système fantassin moderne chez le soldat expérimenté. Plus précisément, une première recherche a été menée pour caractériser les effets aigus du port d'un tel équipement sur la biomécanique et le coût métabolique de la marche. Puis, une seconde recherche a été consacrée à l'étude des conséquences neuromusculaires et locomotrices d'une mission militaire (simulation sur le terrain) de durée « extrême » réalisée avec ce système fantassin moderne.

Première partie : L'analyse de la marche sur tapis roulant dynamométrique a permis de montrer que le port du système fantassin en configurations de « combat » et de « marche d'approche » (principales configurations du théâtre militaire, représentant respectivement ~30 % et ~50 % de la masse corporelle des sujets) altérait le pattern spatio-temporel par rapport à la marche sans charge. Par ailleurs, le travail mécanique appliqué au centre de masse et le coût métabolique de la marche augmentaient parallèlement lors du port des deux configurations du système fantassin, ce qui résultait en un maintien du rendement locomoteur constant dans toutes les conditions testées. Le mécanisme de transfert d'énergie en pendule inversé (méthode Cavagna), permettant de minimiser les coûts mécanique et métabolique de transport, était également similaire dans toutes les conditions avec et sans charge. Enfin, bien que complexément organisés autour du corps du soldat, les équipements militaires n'induisaient pas d'effets mécaniques et métaboliques sensiblement plus importants que ceux rapportés lors du port de masses positionnées symétriquement autour de la taille ; ce mode de portage étant pourtant considéré comme l'un des plus optimisés, abstraction faite des techniques de portage sur la tête inadaptées au contexte militaire.

Deuxième partie : La réalisation d'une mission simulée, incluant 21 h d'activités militaires sur le terrain et le port constant d'un système fantassin, résultait en une fatigue neuromusculaire (mesure des forces, électrostimulation et EMG) relativement modérée des muscles locomoteurs extenseurs du genou et fléchisseurs plantaires chez les soldats expérimentés inclus dans ce travail. Les origines de cette fatigue neuromusculaire étaient essentiellement périphériques, mais s'accompagnaient d'une fatigue subjective importante. Enfin, la réalisation de la mission, et donc la fatigue des muscles locomoteurs notamment associée à cette dernière, n'affectait pas sensiblement les paramètres mécaniques et métaboliques de la marche.

Conclusion générale : Ce travail rapporte les premières données relatives aux effets biomécaniques, métaboliques et neuromusculaires du port d'un système fantassin moderne chez le soldat expérimenté, et ce par le biais d'une simulation opérationnelle visant à reproduire les conditions militaires.

Mots clés : biomécanique, pattern, travail mécanique, pendule inversé, coût métabolique, fatigue centrale, fatigue périphérique, sensation de fatigue.

EFFECTS OF MODERN LAND WARFARE EQUIPMENTS ON DEPLOYED SOLDIER LOCOMOTION AND NEUROMUSCULAR FATIGUE: OPERATIONAL SIMULATION

For more than a century, load carriage has been the source of many scientific questions and researches, especially in armies in which soldiers have to reach operational goals while carrying heavy loads complexly distributed around their body and this for some hours to several days. Moreover, with the development of new technologies and the advent of land warfare systems, this issue is becoming more complex since load continues to increase.

General purpose: The aim of the present work was to investigate the biomechanical, metabolic and neuromuscular constraints imposed by the carriage of a modern land warfare system in experienced soldiers. Specifically, a first study was conducted to characterize the acute effects of land warfare equipments carriage on the biomechanics and energetics of walking. Moreover, a second research was performed to investigate the neuromuscular and locomotor consequences of an extreme-duration simulated military mission (performed in the field) involving the carriage of these specific equipments.

First part: Walking analyses performed on an instrumented treadmill showed that the carriage of a land warfare system in two configurations made for "Battles" and "Road marches" (main configuration used in the field representing ~30% and ~50% of subject's body mass, respectively) altered the walking pattern. Moreover, the mechanical work applied to the center of mass increased in parallel with the energy cost of walking during Battle and Road March configurations carriage, as shown by the constant locomotor efficiency in the three tested conditions. The inverted pendulum-like energy exchange (Cavagna's standard method), allowing mechanical/metabolic energy saving, was also constant in all the unloaded and loaded conditions. Finally, even if the load was complexly distributed around soldiers' body with this warfare system, this did not induce greater effects than those reported with loads carried symmetrically around the waist and close to the center of mass; which has yet been hypothesized to be the optimal method of load carriage from both mechanical and metabolic standpoints (except "original" methods such as head carrying that cannot be used in the military theater).

Second part: Performing a 21-h simulated military mission with heavy land warfare system carriage induced relatively moderate neuromuscular alterations (isometric force measurement with electrical stimulation and EMG) for both knee extensors and plantar flexors locomotor muscle groups in experienced soldiers. Moreover, the origin of fatigue was essentially peripheral for both muscle groups but was concomitant with a large sensation of fatigue. Finally, the simulated mission, and notably the associated locomotor muscles fatigue, did not alter walking biomechanics and energetics.

General conclusion: These results bring the first insight into the biomechanical, metabolic and neuromuscular consequences of modern land warfare system carriage in experienced soldiers, and this by a real-world approach aiming at simulating the military theater conditions.

Key words: biomechanics, walking pattern, mechanical work, inverted pendulum, energy cost, central fatigue, peripheral fatigue, sensation of fatigue.